

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID**

**ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR**



**Grado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de  
Telecomunicación**

**TRABAJO FIN DE GRADO**

**CARACTERIZACIÓN EXPERIMENTAL DEL CANAL DE  
LA RED WBAN**

**Autor: Sergio Bernedo Sádaba**

**Tutor: Bazil Taha**

**ENERO 2016**



# **CARACTERIZACIÓN EXPERIMENTAL DEL CANAL DE LA RED WBAN**

**AUTOR: Sergio Bernedo Sádaba**

**TUTOR: Bazil Taha Ahmed**



**Grupo RFCAS  
Dpto. de Tecnología Electrónica y de las Comunicaciones  
Escuela Politécnica Superior  
Universidad Autónoma de Madrid  
Enero de 2016**





# Resumen

El presente Trabajo de Fin de Grado trata de caracterizar experimentalmente un canal de comunicaciones muy concreto como es el cuerpo humano y sus inmediaciones. Por caracterizar se entiende el asignar las pérdidas de propagación sufridas por la señal a una distribución estadística que prediga con la máxima exactitud posible su comportamiento.

El interés por esto viene de las *Wireless Body Area Networks*, redes que tienen sus dispositivos situados dentro de, o pegados a cuerpo humano. Este tipo de tecnología está en alza y su importancia en los próximos años se prevé altísima.

Se van a estudiar distintas configuraciones de nodos distribuidos por el cuerpo y alrededores con el fin de intentar encontrar una distribución que se represente fielmente lo observado. Los resultados serán mostrados por medio principalmente de gráficas que muestren el valor de las pérdidas, e histogramas que representen la desviación de dichas pérdidas.

## Palabras clave

Wireless Body Area Network, Ultra Wide Band, Enlace inalámbrico, Pérdidas de propagación, canal Hypo-Rayleigh.



# Abstract

The present project tries to characterize experimentally a specific communication channel like the human body and its surroundings. By characterize we mean assigning the propagation losses suffered by the signal to a certain statistic distribution, which hopefully predicts its behavior as accurately as possible.

This interest comes from *Wireless Body Area Networks*, which aim to place its nodes inside of, or attached to the human body. This technology is growing at a high rate, and its importance in the next years is predicted to be extremely high.

Several configurations of nodes, next to the body and away from it will be studied, aiming to find a distribution model that fits accurately what is observed. The results will be presented mainly through graphs that show the path losses, and histograms that represent the deviation from the mean value of such loss.

# Keywords

Wireless Body Area Network, Ultra Wide Band, Wireless Link, Propagation losses, Hypo-Rayleigh channel.





## ***Agradecimientos***

Después de estos años de carrera, es difícil acordarse de todo el mundo que ha tenido importancia en que haya llegado hasta el final.

Lo primero, quiero agradecer a mi tutor, Bazil Taha, por la confianza depositada en mí al permitirme elegir este Trabajo Fin de Grado. También por estar siempre disponible para responder mis dudas, sábados y domingos inclusive, esas conversaciones por *Whatsapp* no se me olvidarán.

La siguiente persona que más importancia ha tenido en que este trabajo llegue a buen puerto, es sin duda David González. Gracias por hacer de conejillo de indias durante tantas horas, a esas horas intempestivas cuando no tenías por qué hacerlo. Gracias también por acompañarme en este viaje que ha sido la universidad tanto tiempo. Esos buenos momentos en la cafetería y en los laboratorios son de los mejores recuerdos que me han quedado.

También quiero dedicar unas palabras a Isaac González, que también me ayudó con las medidas enormemente, además de ser mi otro compañero inseparable durante la carrera.

Gracias a todos los profesores que he tenido. De todos he aprendido algo, y no me refiero solo a conocimientos.

A mi familia, por ser un apoyo incondicional y una guía para mí.

A mi mejor amigo Norberto, aunque ahora vivas tan lejos siempre serás el número uno.

A mis amigos Javi, Sergio y las Cristinas, por todos esos momentos y por hacerme reír cuando más lo necesitaba.

Al resto de mis compañeros de universidad, en especial a Paco por esas clases de antenas.

Probablemente me deje a alguien.

Simplemente, gracias.



# ÍNDICE DE CONTENIDOS

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1 INTRODUCCIÓN.....</b>   | <b>1</b>  |
| 1.1 MOTIVACIÓN .....   | 1         |
| 1.2 OBJETIVOS.....   | 1         |
| 1.3 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA .....                               | 2         |
| <b>2 ESTADO DEL ARTE .....</b>                                     | <b>3</b>  |
| 2.1 WIRELESS BODY AREA NETWORK.....                                | 3         |
| 2.1.1 <i>Introducción y aplicaciones</i> .....                     | 3         |
| 2.1.2 <i>Requerimientos de una red WBAN</i> .....                  | 4         |
| 2.1.3 <i>Clasificación de nodos en una WBAN</i> .....              | 4         |
| 2.1.4 <i>Arquitectura de una WBAN</i> .....                        | 5         |
| 2.1.5 <i>Tecnología de radiofrecuencia en WBANs</i> .....          | 5         |
| 2.2 TECNOLOGÍA ULTRA WIDE BAND.....                                | 5         |
| 2.3 FUNDAMENTOS DE ANTENAS .....                                   | 6         |
| 2.3.1 <i>Impedancia de entrada</i> .....                           | 6         |
| 2.3.2 <i>Adaptación de impedancias</i> .....                       | 7         |
| 2.3.3 <i>Parámetros S o Scattering</i> .....                       | 7         |
| 2.3.4 <i>Diagrama de radiación</i> .....                           | 7         |
| 2.3.5 <i>Ganancia</i> .....  | 8         |
| 2.3.6 <i>Ancho de banda</i> .....                                  | 8         |
| 2.3.7 <i>Polarización</i> .....                                    | 9         |
| 2.3.8 <i>La fórmula de Friis</i> .....                             | 9         |
| 2.4 MODELOS DE DESVANECIMIENTO .....                               | 9         |
| 2.4.1 <i>Introducción</i> .....                                    | 9         |
| 2.4.2 <i>Distribución Gaussiana o Normal</i> .....                 | 11        |
| 2.4.3 <i>Distribución Rice</i> .....                               | 11        |
| 2.4.4 <i>Distribución Rayleigh</i> .....                           | 12        |
| 2.4.5 <i>Distribución Hypo-Rayleigh (Ahmed Distribution)</i> ..... | 12        |
| <b>3 DISEÑO .....</b>  | <b>13</b> |
| 3.1 DISEÑO DE LAS ANTENAS .....                                    | 13        |
| <b>4 DESCRIPCIÓN Y DESARROLLO DE LAS MEDICIONES.....</b>           | <b>16</b> |
| 4.1 INTRODUCCIÓN.....  | 16        |
| 4.2 DESCRIPCIÓN DEL RADIOENLACE CONSTRUIDO .....                   | 16        |
| 4.3 PECHO - PECHO .....  | 21        |
| 4.4 PECHO – ESPALDA .....  | 22        |
| <b>5 INTEGRACIÓN, PRUEBAS Y RESULTADOS .....</b>                   | <b>24</b> |
| 5.1 INTRODUCCIÓN.....  | 24        |
| 5.2 CANAL WBAN PECHO – PECHO .....                                 | 25        |
| 5.3 CANAL WBAN PECHO – ESPALDA .....                               | 29        |
| 5.4 RELACIÓN ENTRE CADA CASO Y LA DISTRIBUCIÓN OBSERVADA .....     | 33        |
| <b>6 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....</b>                        | <b>35</b> |
| 6.1 CONCLUSIONES.....  | 35        |
| 6.2 TRABAJO FUTURO .....   | 35        |
| <b>REFERENCIAS .....</b>   | <b>37</b> |
| <b>Anexo.....</b>  | <b>38</b> |

# ÍNDICE DE FIGURAS

|   |    |
|---|----|
| FIGURA 2.1: COMPARATIVA ENTRE WBAN Y OTRAS REDES. ....  | 3  |
| FIGURA 2.2: COMPARACIÓN DEL ANCHO DE BANDA DE UWB CON OTROS SISTEMAS. ....  | 6  |
| FIGURA 2.3: CONJUNTO GENERADOR-LÍNEA-ANTENA. ....   | 7  |
| FIGURA 2.4: PLANOS E Y H EN UNA ANTENA. ....  | 8  |
| FIGURA 2.5: TIPOS DE DIAGRAMAS DE RADIACIÓN. ....   | 8  |
| FIGURA 2.6: RADIOENLACE SIMPLE. ....  | 9  |
| FIGURA 2.7: EJEMPLO DE MULTITRAYECTO. ....  | 10 |
| FIGURA 2.8: EFECTO <i>CREEPING</i> . ....   | 10 |
| FIGURA 2.9: FUNCIÓN DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD NORMAL. ....  | 11 |
| FIGURA 2.10: FUNCIÓN DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD RICE. ....   | 11 |
| FIGURA 2.11: FUNCIÓN DE DENSIDAD DE PROBABILIDAD RAYLEIGH. ....   | 12 |
| FIGURA 3.1: MONOPOLO IMPRESO DISEÑADO. ....   | 13 |
| FIGURA 3.2: ANTENAS FABRICADAS. ....  | 13 |
| FIGURA 3.3: ADAPTACIÓN SIMULADA Y REAL DE LA ANTENA. ....   | 14 |
| FIGURA 3.4: PLANO E DE LA ANTENA. ....  | 14 |
| FIGURA 3.5: DIAGRAMA DE RADIACIÓN DE LA ANTENA. ....  | 15 |
| FIGURA 4.1: ANTENAS UTILIZADAS EN EL RADIOENLACE. ....  | 17 |
| FIGURA 4.2: ANALIZADOR DE REDES MODELO ROHDE & SCHWARZ ZVL. ....  | 17 |
| FIGURA 4.3: CABLES COAXIALES USADOS EN EL RADIOENLACE, DE IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA 50 $\Omega$ . ....                                | 18 |
| FIGURA 4.4: RADIOENLACE GENÉRICO CONSTRUIDO PARA EL TFG. ....   | 19 |
| FIGURA 4.5: CONECTOR SMA HEMBRA-HEMBRA DE IMPEDANCIA CARACTERÍSTICA 50 $\Omega$ . ....  | 20 |
| FIGURA 4.6: CONEXIÓN ENTRE CABLES MEDIANTE CONECTOR SMA HEMBRA-HEMBRA. ....   | 20 |
| FIGURA 4.7: ESPECIFICACIÓN DE LA IMPEDANCIA DE REFERENCIA PARA MEDIR PARÁMETROS S. ....   | 20 |
| FIGURA 4.8: DISTRIBUCIÓN DE PUNTOS DE MEDIDA EN LA PARTE FRONTAL DEL TORSO. ....  | 21 |
| FIGURA 4.9: DISTRIBUCIÓN DE PUNTOS ELEGIDA PARA MEDIR ENTRE EL PECHO Y LA ESPALDA. ....   | 22 |
| FIGURA 5.1: METRO SENCILLO. ....  | 24 |
| FIGURA 5.2: DISTRIBUCIÓN DE PUNTOS DE MEDIDA EN LA PARTE FRONTAL DEL TORSO. ....  | 25 |
| FIGURA 5.3: RADIOENLACE PARA MEDIR PUNTOS DEL PECHO. ....   | 25 |
| FIGURA 5.4: MEDICIÓN DEL <b>S<sub>21</sub></b> ENTRE LOS PUNTOS 1 Y 2 / 1 Y 7 DEL PECHO. ....   | 26 |
| FIGURA 5.5: <b>S<sub>21</sub></b> ENTRE VARIOS PUNTOS DEL PECHO EN LA BANDA DE 2.4 GHz. ....  | 26 |
| FIGURA 5.6: <b>S<sub>21</sub></b> ENTRE VARIOS PUNTOS DEL PECHO EN LA BANDA DE 3.3 GHz. ....  | 27 |
| FIGURA 5.7: HISTOGRAMAS DE DESVIACIÓN DE LA POTENCIA PARA CONEXIONES ENTRE EL PECHO EN AMBAS BANDAS DE FRECUENCIA. ....               | 28 |
| FIGURA 5.8: DISTRIBUCIÓN DE PUNTOS ELEGIDA PARA MEDIR ENTRE EL PECHO Y LA ESPALDA. ....   | 29 |
| FIGURA 5.9: RADIOENLACE PARA MEDIR PUNTOS DEL PECHO Y DE LA ESPALDA. ....   | 29 |
| FIGURA 5.10: ANTENA SITUADA SOBRE EL PUNTO 1 DE LA ESPALDA. ....  | 30 |
| FIGURA 5.11: <b>S<sub>21</sub></b> ENTRE VARIOS PUNTOS DEL PECHO Y LA ESPALDA EN LA BANDA DE 2.4 GHz. ....                            | 31 |
| FIGURA 5.12: <b>S<sub>21</sub></b> ENTRE VARIOS PUNTOS DEL PECHO Y LA ESPALDA EN LA BANDA DE 3.3 GHz. ....                            | 31 |
| FIGURA 5.13: HISTOGRAMAS DE DESVIACIÓN DE LA POTENCIA PARA CONEXIONES ENTRE EL PECHO Y LA ESPALDA EN AMBAS BANDAS DE FRECUENCIA. .... | 32 |

# ÍNDICE DE TABLAS

|  |    |
|--|----|
| TABLA 2.1: APLICACIONES SEGÚN TIPOS DE NODOS EN UNA WBAN. ....                                     | 4  |
| TABLA 2.2: BANDAS DE FRECUENCIA EN WBAN. ....  | 5  |
| TABLA 4.1: TIPOS DE CALIBRACIÓN DEL ANALIZADOR DE REDES MODELO ROHDE & SCHWARZ ZVL. ....           | 19 |
| TABLA 4.2: POSIBILIDADES REPRESENTADAS EN LA SITUACIÓN PECHO - PECHO. ....                         | 22 |
| TABLA 4.3: POSIBILIDADES REPRESENTADAS EN LA SITUACIÓN PECHO - ESPALDA. ....                       | 23 |
| TABLA 5.1: <b>S21</b> MEDIO ENTRE PUNTOS DEL PECHO PARA AMBAS BANDAS DE FRECUENCIA. ....           | 27 |
| TABLA 5.2: <b>S21</b> MEDIO ENTRE PUNTOS DEL PECHO Y ESPALDA PARA AMBAS BANDAS DE FRECUENCIA. .... | 31 |
| TABLA 5.3: COMPARATIVA ENTRE EL CASO ESTUDIADO Y LA DISTRIBUCIÓN OBSERVADA. ....                   | 33 |

# 1 Introducción

---

## 1.1 Motivación

En los últimos años hemos asistido a un importante crecimiento de las redes conocidas como *Wireless Body Area Network* (WBAN). Una WBAN conecta de manera inalámbrica nodos independientes distribuidos por el cuerpo humano, que pueden estar en la ropa, la piel ó debajo de ésta, usando como principal medio de propagación de las ondas electromagnéticas el cuerpo humano.

La constante progresión a la hora de minimizar el tamaño de los distintos dispositivos de telecomunicaciones hace que sea posible el que los dispositivos estén muy próximos al cuerpo humano, e incluso pegados a la piel y dentro del organismo, sin que su uso llegue a resultar incómodo ni peligroso para la salud.

Las redes WBAN prometen nuevas y revolucionarias aplicaciones, tanto médicas como de otros ámbitos, basadas en la comodidad y libertad de movimiento que ofrecen. Una de las principales ventajas que ofrecen este tipo de redes es el aumentar considerablemente la comodidad y calidad de vida de los usuarios.

Como ejemplo, un paciente puede llevar implementada una WBAN que conste de sensores que midan el ritmo cardíaco y envíen los datos a través de internet a su médico, de forma que se le pueda tener monitorizado en todo momento sin necesidad de mantenerle ingresado en un hospital.

Para hacer esto, es necesario un control exhaustivo de los dispositivos que se utilicen, debido a la proximidad de aparatos que radian ondas electromagnéticas al cuerpo humano, lo cual presenta evidentes riesgos para la salud de las personas si no se tienen completamente caracterizados. Además, el cuerpo humano representa un entorno de propagación muy peculiar en estas situaciones, que sigue siendo objeto de estudio hoy en día. Para ello, se hace necesario el estandarizar las características de las redes que estén destinadas a operar en estas circunstancias.

Aunque las redes WBAN no estén presentes todavía en la vida cotidiana, se espera que en un futuro cercano se extienda su implementación y pase a ser una importante herramienta en la vida de las personas.

## 1.2 Objetivos

WBAN (*Wireless Body Area Network*), red de área corporal, es una red de comunicación inalámbrica entre dispositivos de baja potencia utilizados en el cuerpo, consiste en un conjunto móvil y compacto de comunicación entre, por ejemplo micrófonos, auriculares, sensores, etc. También la red puede estar formada por dispositivos (sensores) de baja potencia implantados en el cuerpo, estos dispositivos controlan los parámetros vitales del cuerpo y movimientos. Estos dispositivos se comunican a través de las tecnologías inalámbricas, transmiten datos desde el cuerpo a una estación base, desde donde los datos pueden ser remitidos a un hospital, clínica o a otro lugar, en tiempo real.

Las aplicaciones iniciales de WBAN se espera que aparezcan principalmente en el campo de la asistencia médica, sobre todo para la vigilancia continua de parámetros vitales de los pacientes que sufren de enfermedades crónicas como la diabetes, el asma y los ataques cardíacos. Otras aplicaciones de esta tecnología WBAN incluyen deportes, electrónica, aplicaciones militares o de seguridad. La extensión de la tecnología a nuevas áreas también podría ayudar a la comunicación sin fisuras, por los intercambios de información entre las personas, o entre personas y máquinas.

En este TFG se analizan las pérdidas de propagación de señales electromagnéticas con polarización lineales vertical. Para ello se utilizarán antenas que trabajan en las bandas de 2.4 y 3.1 GHz. Las antenas transmisoras y receptoras se ubican en diferentes puntos del cuerpo y se hacen medidas de pérdidas de propagación para cada caso. Después se sacan conclusiones en base a la estadística realizada.

### ***1.3 Organización de la memoria***

La presente memoria consta de los siguientes capítulos:

En el primer capítulo se resumen brevemente la motivación, los objetivos y la organización del documento.

En el segundo capítulo de la memoria se explican las características básicas de una red WBAN, además de las propiedades de la tecnología UWB y el porqué de su uso para las redes WBAN. Más adelante se repasan conceptos de antenas que son útiles para el desarrollo del proyecto, para finalizar con un vistazo a las distintas distribuciones estadísticas que se utilizan para modelar el comportamiento de los canales de comunicaciones.

El tercer capítulo consiste en un breve seguimiento del diseño y prueba de las antenas utilizadas.

En el cuarto capítulo se explica detalladamente el proceso a seguir para medir utilizando el radioenlace diseñado.

El quinto capítulo versa sobre los resultados obtenidos en las medidas y se realizan comentarios para cada caso por separado.

Finalmente en el sexto y último capítulo se explican las conclusiones a las que se ha llegado y se trazan unas líneas de trabajo futuro.



## 2 Estado del arte

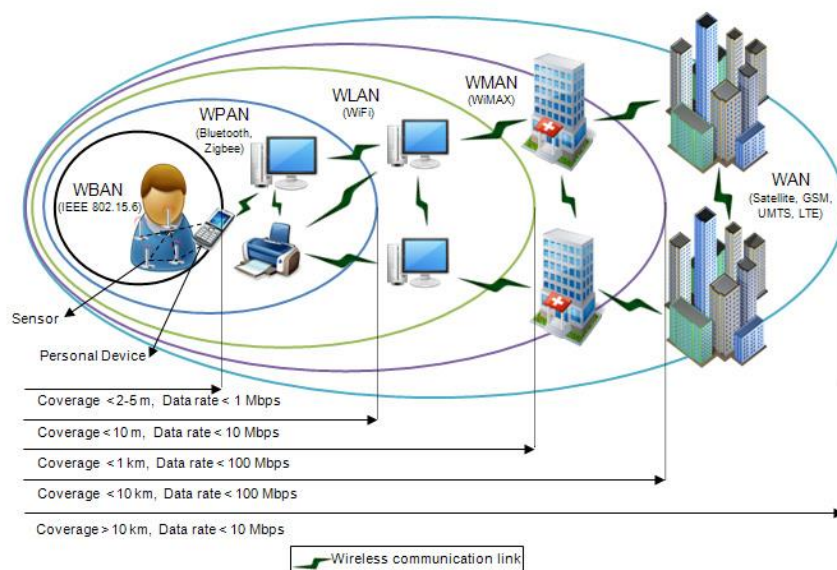
### 2.1 Wireless Body Area Network

#### 2.1.1 Introducción y aplicaciones

Una WBAN (Wireless Body Area Network) es una red compuesta por elementos inteligentes (nodos, sensores y actuadores) específicamente creada para trabajar en un entorno muy particular como es el cuerpo humano y sus inmediaciones. Los elementos que compongan dicha red deben ser de bajo consumo, alcance (máximo del orden de 5 metros), altamente fiables, resistentes a interferencias y además deben poder trabajar en un amplio rango de velocidades de transmisión.

La idea de una WBAN nació en los años 90 en el MIT (Massachusetts Institute of Technology) bajo la premisa de adjuntar dispositivos eléctricos al cuerpo humano. Desde entonces se ha hecho hincapié en aumentar el ancho de banda de los dispositivos y disminuir el consumo, alcance y precio de los mismos.

La siguiente imagen pone en contexto las WBANs con respecto a otro tipo de redes:



**Figura 2.1: Comparativa entre WBAN y otras redes.**

Las aplicaciones de las WBANs se pueden englobar en dos categorías: médicas y no médicas [1]. Dentro de las médicas y en función de cómo vayan situados los nodos de la red, se distinguen tres tipos de nodos:

- *Wearable:* Los elementos se llevan atados al cuerpo, por ejemplo con algún tipo de cinta. Realizan tareas pasivas.
- *Implant:* Los elementos se inyectan o bien en el riego sanguíneo del paciente o bien bajo la piel. Pueden realizar tareas activas.

- *Remote control of medical devices*: Los elementos que ejercen un control remoto en los otros dos tipos de nodos.

La siguiente tabla resume lo anterior y da ejemplos concretos de aplicaciones:

**Tabla 2.1: Aplicaciones según tipos de nodos en una WBAN.**

|                   |             |                                   |  |
|-------------------|-------------|-----------------------------------|--|
| WBAN Applications | Medical     | Wearable WBAN                     | Assessing Soldier Fatigue and Battle Readiness |
|                   |             |                                   | Aiding Professional and Amateur Sport Training |
|                   |             |                                   | Sleep Staging                                  |
|                   |             | Implant WBAN                      | Asthma   |
|                   |             |                                   | Wearable Health Monitoring                     |
|                   |             |                                   | Cardiovascular Diseases                        |
|                   | Non-Medical | Remote Control of Medical Devices | Cancer Detection                               |
|                   |             |                                   | Ambient Assisted Living (AAL)                  |
|                   |             |                                   | Patient Monitoring                             |
|                   |             | Non-Medical                       | Tele-medicine Systems                          |
|                   |             |                                   | Real Time Streaming                            |
|                   |             |                                   | Entertainment Applications                     |
|                   |             |                                   | Emergency (non-medical)                        |

### 2.1.2 Requerimientos de una red WBAN

1. Tasa de transmisión entre 10 Kb/s y 10 Mb/s.
2. *Packet Error Rate (PER)* menor del 10%.
3. Soporte teórico de hasta 256 nodos en cada WBAN
4. Potencia máxima de transmisión de 1mW (0 dBm); mínima de 0.1 mW (-10 dBm).
5. Posibilidad de operar en ambientes heterogéneos conviviendo con otro tipo de redes.
6. Incorporación de mecanismos para regular la *Quality of Service (QoS)*.
7. Incorporación de mecanismos de ahorro energético.

### 2.1.3 Clasificación de nodos en una WBAN

Un nodo se define en una WBAN como un aparato independiente con posibilidad de comunicarse. Se distinguen tres tipos de nodos en función de su funcionalidad, implementación y rol:

Según la funcionalidad, un nodo puede ser:

1. *Personal Device (PD)*: Aparato que se encarga de recolectar la información proveniente de los sensores y actuadores para después enviarla a un nodo externo u otro PD en la zona.
2. Sensor: Miden y recopilan datos sobre ciertos parámetros físicos del usuario, procesan la información y responden a ella de manera inalámbrica.
3. Actuator: Interaccionan con el usuario activamente si las medidas hechas por los sensores así lo requieren.

Atendiendo a la implementación, la clasificación es la siguiente:

1. Implante: El nodo se coloca dentro del cuerpo humano, ya sea debajo de la piel o dentro del tejido corporal.

2. Nodo en superficie corporal: Se coloca en la superficie del cuerpo.
3. Nodo Externo: No está en contacto con el cuerpo humano. Se distancia entre unos pocos centímetros y 5 metros.

Finalmente según su rol la clasificación es como sigue:

1. *Coordinator*: Proporciona acceso hacia fuera de la WBAN, es decir, es el *PD*.
2. *End Node*: Solo pueden realizar la tarea para la que han sido diseñados, y no pueden reenviar mensajes de otros nodos.
3. *Relay*: Nodos intermedios que retransmiten mensajes, generalmente desde un *End Node* hacia el *Coordinator* y viceversa.

#### 2.1.4 Arquitectura de una WBAN

Se distinguen tres capas llamadas Tier-1 (Comunicación dentro de una misma WBAN entre nodos y el PD), Tier-2 (Comunicación entre distintas WBANs) y Tier-3 (Comunicación entre WBANs y otras redes, por ejemplo Internet).

#### 2.1.5 Tecnología de radiofrecuencia en WBANs

En función del entorno y los requerimientos de la aplicación que se quiera realizar se puede escoger una tecnología u otra. Entre las tecnologías adecuadas para ser implementadas en una WBAN están UWB, ZigBee, Bluetooth, RFID y más.

Las bandas de frecuencia a usar quedan designadas por el IEEE según se muestra:

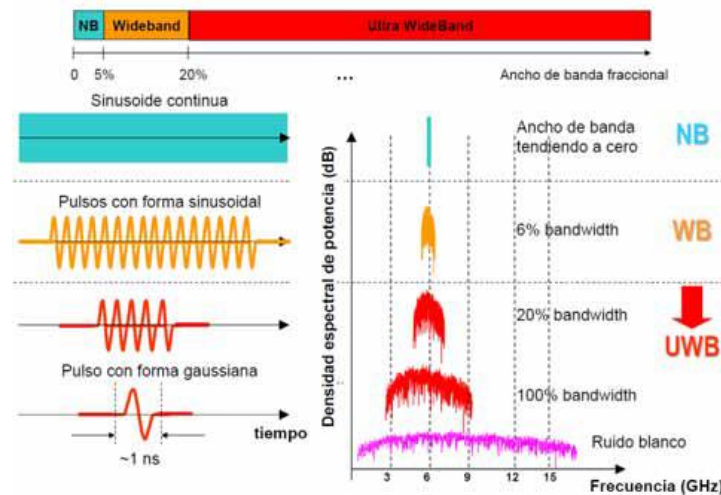
**Tabla 2.2: Bandas de frecuencia en WBAN.**

| Human-Body Communication |           |
|--------------------------|-----------|
| Frequency                | Bandwidth |
| 16 MHz                   | 4 MHz     |
| 27 MHz                   | 4 MHz     |
| Narrowband Communication |           |
| Frequency                | Bandwidth |
| 402-405 MHz              | 300 kHz   |
| 420-450 MHz              | 300 kHz   |
| 863-870 MHz              | 400 kHz   |
| 902-928 MHz              | 500 kHz   |
| 956-956 MHz              | 400kHz    |
| 2360-2400 MHz            | 1 MHz     |
| 2400-2438.5 MHz          | 1 MHz     |
| UWB Communication        |           |
| Frequency                | Bandwidth |
| 3.2-4.7 GHz              | 499 MHz   |
| 6.2- 10.3 GHz            | 499 MHz   |

## 2.2 Tecnología Ultra Wide Band

En los últimos años hemos asistido a un crecimiento enorme de las tecnologías inalámbricas o *Wireless*. Entre las más conocidas se encuentra el *Wi-Fi*. Sin embargo, la masificación de estas tecnologías ha derivado en un uso muy intenso del espectro,

apareciendo problemas de coexistencia. La tecnología UWB permite ofrecer una mayor capacidad en términos de tasa binaria que los sistemas de banda estrecha para aplicaciones de corta distancia (como es el caso de las WBANs), debido a que no necesitan transmitir con portadora y emiten con baja potencia, por lo que son vistas como ruido por los sistemas de banda estrecha causando así pocas interferencias [2]. Un sistema UWB opera en un gran ancho de banda (500 MHz como mínimo) y está fijada la banda de 3.1 GHz hasta 10.6 GHz para su uso. La siguiente imagen pone en contexto la tecnología UWB:



**Figura 2.2: Comparación del ancho de banda de UWB con otros sistemas.**

Debido a que la capacidad de canal es proporcional al ancho de banda, con UWB se pueden alcanzar altas velocidades de transmisión. A continuación se listan algunas de las características de un sistema UWB:

- Altas tasas binarias.
- Bajo consumo.
- Baja potencia de transmisión.
- Resistencia al multitrayecto.
- Bajo coste de producción al no necesitar portadora.

Estas características hacen de la tecnología UWB una opción sólida para ser usadas en una WBAN.

## **2.3 Fundamentos de antenas**

Las antenas son uno de los elementos más importantes en todo radioenlace, y se definen como un dispositivo metálico capaz de radiar y recibir ondas electromagnéticas, que además adapta la salida del transmisor o la entrada del receptor al medio de propagación. A continuación se explican algunos parámetros de las mismas:

### **2.3.1 Impedancia de entrada**

La impedancia de entrada a una antena expresa una relación de voltaje e intensidad en sus bornes y puede expresarse como un número complejo siguiendo la siguiente expresión:

$$Z_a(\omega) = \frac{V_a}{I_a} = R_a(\omega) + jX_a(\omega)$$

Donde  $R_a(\omega)$  es la parte real (resistencia), y  $X_a(\omega)$  es la parte imaginaria (reactancia), ambas dependientes de la frecuencia. Si  $Z_a(\omega)$  presenta únicamente parte real ( $X_a(\omega) = 0$ ) se dice que la antena está en resonancia.

### 2.3.2 Adaptación de impedancias

A continuación se muestra una cadena de radiofrecuencia formada por un generador, una línea de transmisión y una antena:

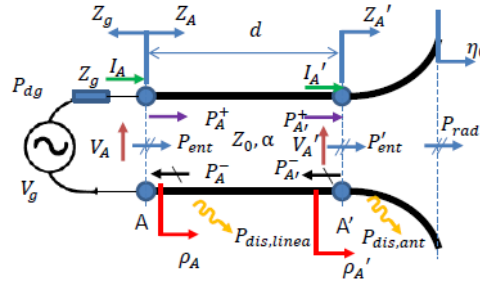


Figura 2.3: Conjunto generador-línea-antena.

Se puede demostrar que existe adaptación de impedancias si y solo si en el punto A se cumple:

$$Z_g = Z_A^*$$

De forma parecida, se puede demostrar que si se consigue adaptación de impedancias en un punto concreto de una cadena de radiofrecuencia, la cadena entera estará adaptada. El que exista adaptación de impedancias implica que el generador entrega la máxima potencia que pueda dar a la antena.

### 2.3.3 Parámetros S o Scattering

Los parámetros S se utilizan para caracterizar un circuito mediante las relaciones de potencia entre sus puertos. La definición de un parámetro S es la siguiente:

$$|S_{ji}|^2 = \frac{P_{\text{Entrante,puerta } j}}{P_{\text{Saliente,puerta } i}}$$

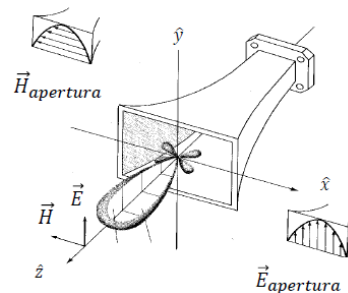
Por lo tanto, un parámetro  $S_{ii}$  representa el coeficiente de reflexión en el puerto  $i$  cuando el resto de puertos están cargados con sus respectivas impedancias adaptadas y  $S_{ji}$  es el coeficiente de transmisión del puerto  $i$  al  $j$  cuando los otros puertos están cargados con sus impedancias adaptadas [3].

### 2.3.4 Diagrama de radiación

El diagrama de radiación de una antena muestra gráficamente las características del campo radiado por la misma en distintas direcciones del espacio. Dichos diagramas se pueden presentar en 2D ó 3D, siendo los más comunes y los que más información dan los primeros, que a su vez se dividen en curvas de nivel o cortes en plano. Para presentar los diagramas 2D como cortes de nivel, es necesario clarificar en qué plano del espacio se está

midiendo el campo. Para tal propósito se definen los 2 planos principales: el plano E y el plano H.

El plano E contiene el vector intensidad de campo eléctrico y el vector que indica la dirección de máxima radiación, mientras que el plano H contiene el vector intensidad de campo magnético y el vector que indica la dirección de máxima radiación. Como los vectores intensidad de campo eléctrico y magnético son siempre perpendiculares entre sí en la dirección de propagación de una onda, los planos E y H también lo serán, además, la intersección de ambos planos traza una línea que corresponde a la dirección de máxima radiación. La siguiente imagen lo ilustra:



**Figura 2.4: Planos E y H en una antena.**

Atendiendo a la forma en que una antena distribuye el campo en el espacio, el diagrama de radiación se puede clasificar en 3 categorías: isotrópico, directivo u omnidireccional. Este último presenta un comportamiento directivo en un plano e isotrópico en el otro. Las antenas que se han desarrollado para este TFG poseen un diagrama de este tipo. La siguiente figura ilustra los diagramas:



**Figura 2.5: Tipos de diagramas de radiación.**

### 2.3.5 Ganancia

Es el cociente entre la intensidad de radiación de una antena en cada dirección del espacio y la de una antena isotrópica que aceptase la misma potencia entregada. Se mide en dBi debido a que está referida a la radiación de una antena isotrópica.

### 2.3.6 Ancho de banda

Se llama ancho de banda a la separación entre los extremos de la banda de frecuencias en la que una variable concreta no alcance un cierto valor. Dicha variable será en este TFG el parámetro  $S_{11}$  de una antena, y el valor que limita el ancho de banda será de -10 dB.

### 2.3.7 Polarización

La polarización es la figura geométrica que describe el extremo del vector campo eléctrico según se va desplazando en la dirección de propagación. Puede ser lineal, elíptica o circular. Las antenas usadas en este TFG utilizan la polarización lineal.

### 2.3.8 La fórmula de Friis

La Fórmula de Friis establece la siguiente relación entre potencias en un radioenlace como el de la figura, en el que cada antena está más allá de la distancia de campo lejano [4]:

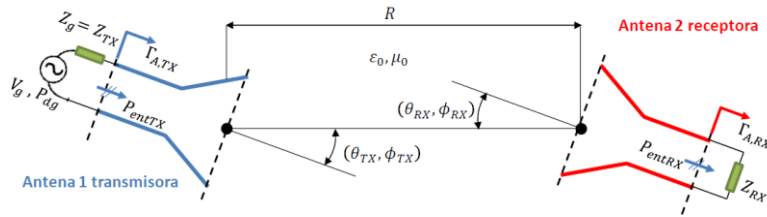


Figura 2.6: Radioenlace simple.

$$\frac{P_{entRX}}{P_{dg}} = \left( \frac{\lambda_0}{4\pi R} \right)^2 G_{TX}(\theta_{TX}, \phi_{TX}) G_{RX}(\theta_{RX}, \phi_{RX})$$

Se ha supuesto que existe adaptación de impedancias en transmisión y recepción y que no existen pérdidas por polarización. El término que acompaña a las ganancias representa la transmisión entre antenas en espacio libre. Como en un radioenlace siempre tendrá un valor entre 0 y 1, representa pérdidas de propagación y al representarlo en dB se vuelven negativas. Las pérdidas se vuelven más intensas (cercanas al 0 en unidades naturales y cada vez más negativas en decibelios) conforme aumenta la frecuencia y la distancia entre antenas.

El problema viene cuando trasladamos un radioenlace a un entorno real como una ciudad o un interior, donde debido a obstáculos que desvían o rechazan la señal, además de otros sistemas interferentes, el valor de potencia en recepción se ve alterado de manera aleatoria. Esta variabilidad depende del entorno (canal) en el que nos encontremos, y en función de él se caracterizarán las pérdidas de propagación de una manera u otra. Esto se estudia más en profundidad en el siguiente punto.

## 2.4 Modelos de desvanecimiento

### 2.4.1 Introducción

En función del tipo de canal que separe a las antenas (rural, urbano, suburbano, interiores, cuerpo humano...), la caracterización de dicho canal variará notablemente, pero siempre tendrá un comportamiento aleatorio. Para modelar éste comportamiento y poder hacer efectivo un radioenlace proporcionando una alta disponibilidad, se usan distintas distribuciones estadísticas cuyo fin es modelar la distribución que siguen las pérdidas de la señal.

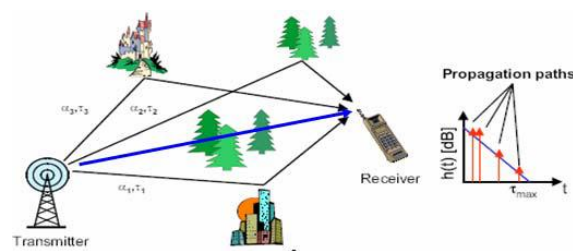
Por desvanecimiento (*Fading*) se conoce a la variación de la potencia de señal recibida en un punto del espacio concreto a lo largo del tiempo. Sin embargo, también existe *Fading*



selectivo en frecuencia, que es el que se estudia en este TFG. Hay que tener en cuenta éste fenómeno porque prácticamente estará presente en todas las situaciones. Esto es debido al cambio constante y aleatorio en el entorno de características que afectan a la transmisión de señales electromagnéticas (por ejemplo fuentes de ruido eléctrico como coches en movimiento, usuarios de teléfonos móviles, reflexiones y rebotes de todas las señales presentes en el medio...). Estos cambios en la vida real no se pueden caracterizar de manera determinista (entiéndase calcular exactamente la potencia de señal recibida en todo momento teniendo en cuenta absolutamente todo lo que afecta a la señal) debido a su naturaleza aleatoria, de modo que la mejor solución es aproximar el desvanecimiento usando algún modelo estadístico. En función del entorno en el que nos encontremos (por ejemplo ciudades grandes o pequeñas, campo abierto, interior de un edificio) será mejor usar un modelo u otro.

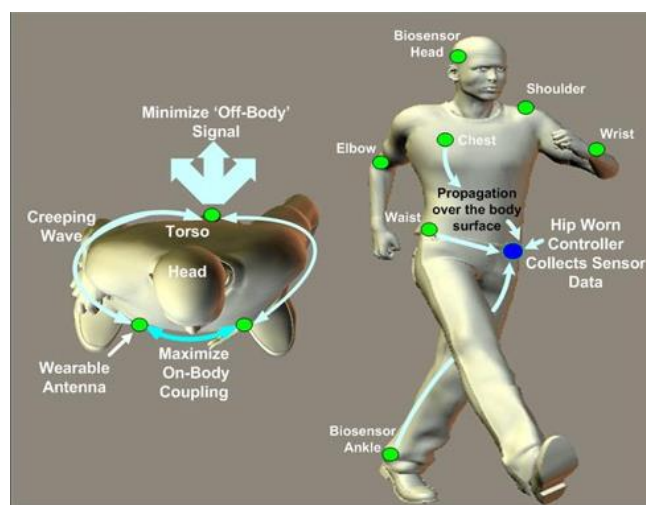
En general la señal en recepción experimenta variaciones que pueden clasificarse en: cambios muy suaves, cambios suaves y cambios muy rápidos. Los cambios muy suaves se producen cuando hay una variación en la distancia entre el transmisor y el receptor. Los cambios suaves son los producidos por el *shadowing*, que viene dado por obstáculos en el camino de la señal, mientras que los cambios muy rápidos son producidos por los multitrayectos [5].

El multitrayecto se ilustra en la siguiente figura:



**Figura 2.7: Ejemplo de multitrayecto.**

En el caso de un red WBAN puede aparecer por el efecto del *creeping*: la señal se desliza por la superficie corporal y llega al receptor por varios caminos debido a la difracción [6].



**Figura 2.8: Efecto *creeping*.**



### 2.4.2 Distribución *Gaussiana* o Normal

La distribución *Gaussiana* aparece en multitud de situaciones en la naturaleza. Su función de densidad de probabilidad corresponde a la siguiente fórmula:

$$\frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2}$$

Y tiene esta forma:

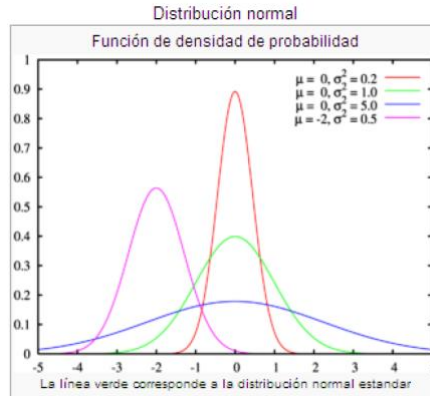


Figura 2.9: Función de densidad de probabilidad Normal

### 2.4.3 Distribución Rice

Esta distribución aparece cuando existe línea de visión directa entre el transmisor y receptor, junto con efectos del multitrayecto. La potencia de la señal directa es mucho más dominante que la de las señales reflejadas y la cancelación de señal no es demasiado alta. Su función de densidad de probabilidad viene representada por la siguiente fórmula:

$$f(x | \nu, \sigma) = \frac{x}{\sigma^2} \exp\left(-\frac{(x^2 + \nu^2)}{2\sigma^2}\right) I_0\left(\frac{x\nu}{\sigma^2}\right)$$

La forma que toma esta distribución es la siguiente:

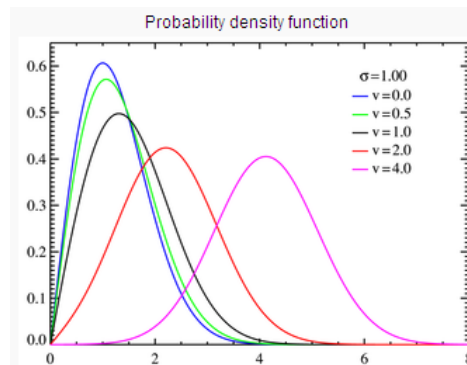


Figura 2.10: Función de densidad de probabilidad Rice.

Puede tomar una forma muy parecida a la de una *Gaussiana*, y también a una distribución Rayleigh en función de sus parámetros.

#### 2.4.4 Distribución Rayleigh

Viene dada en entornos en el que existen efectos de multitrayecto importantes y no existe línea de visión directa entre emisor y receptor. Su función de densidad de probabilidad es la siguiente:

$$f(x|\sigma) = \frac{x \exp\left(\frac{-x^2}{2\sigma^2}\right)}{\sigma^2}$$

Un ejemplo de su *fdp*:

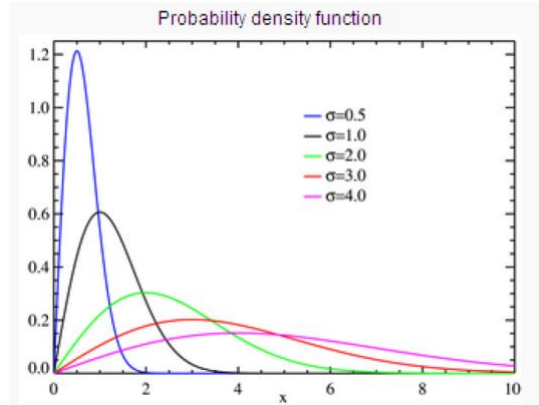


Figura 2.11: Función de densidad de probabilidad Rayleigh.

#### 2.4.5 Distribución Hypo-Rayleigh (Ahmed Distribution)

Su *fdp* viene dada por la siguiente expresión:

$$PDF = \frac{(x-a)}{\sigma^2} e^{-(x-a)^2/2\sigma^2} \quad x-a \geq 0$$

El comportamiento recuerda mucho al de la distribución Rayleigh pero puede representar varios tipos de distribuciones [7].

## 3 Diseño

---

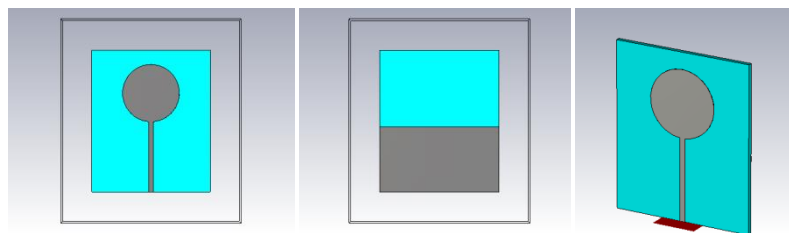
### 3.1 Diseño de las antenas

En este apartado se va a mostrar brevemente las características de las antenas desarrolladas en el TFG.

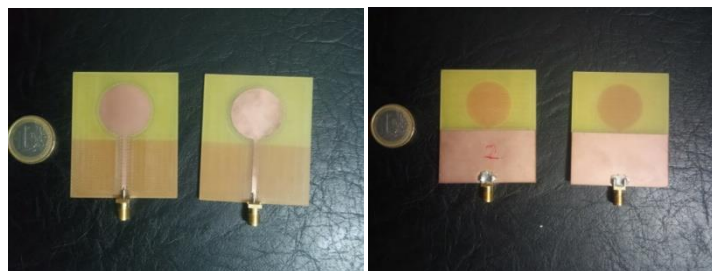
Existe una gran variedad de antenas, cada una con sus características que la hacen más o menos deseable para según qué aplicaciones y frecuencias de trabajo. Dichos tipos de antenas se clasifican en lineales (monopolo, dipolo, Yagi, de lazo, hélice), impresas (parche microstrip), de apertura (bocina) y reflectores (parabólicas). Las antenas usadas para este TFG son monopolos impresos, es decir, pertenecen a un híbrido entre la primera y la segunda categoría, y son aptas para su uso en sistemas UWB [8]. Sus características, en términos generales, cumplen lo siguiente:

- Baja ganancia.
- Limitaciones de potencia.
- Fácil fabricación.
- Bajo coste.
- Tamaño reducido.
- Funcionamiento en un amplio rango de frecuencias.
- Compatibles con varias polarizaciones.
- Facilidad para implementar *arrays*.

Un monopolo impreso consiste en un parche metálico dispuesto sobre un sustrato dieléctrico, que a su vez está colocado encima de un plano metálico que hace de masa. Dicho parche presenta en general forma cuadrada o circular, y el plano de masa no llega en ningún momento a situarse debajo del parche en sí. A continuación se muestra la antena usada en el TFG:



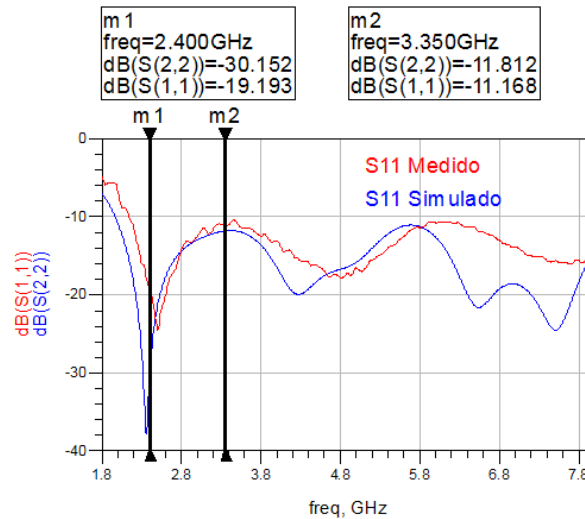
**Figura 3.1: Monopolo impreso diseñado.**



**Figura 3.2: Antenas fabricadas.**

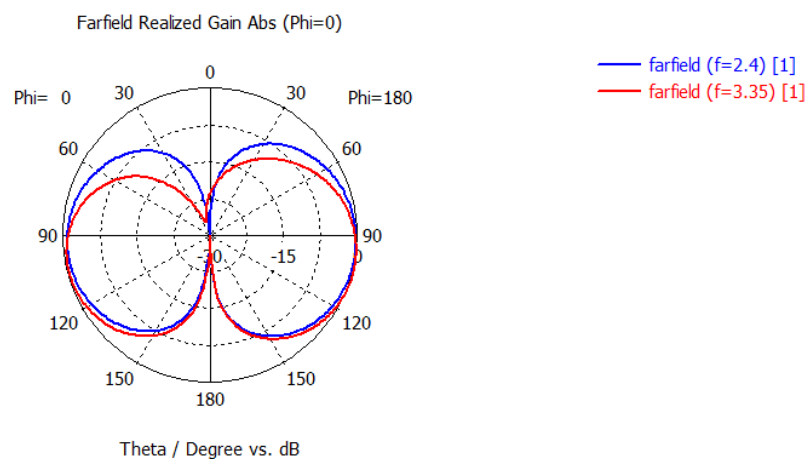
Las antenas impresas pueden ser alimentadas con línea coaxial, o con línea microstrip. En este TFG se ha optado por ésta última, debido a su mayor simpleza, y a la facilidad que presenta para controlar y modificar la impedancia de entrada del parche, lo cual es un factor clave a la hora de diseñar. La principal virtud de los monopolos en tecnología impresa es el gran ancho de banda que presentan.

La antena presenta la siguiente adaptación simulada y real:

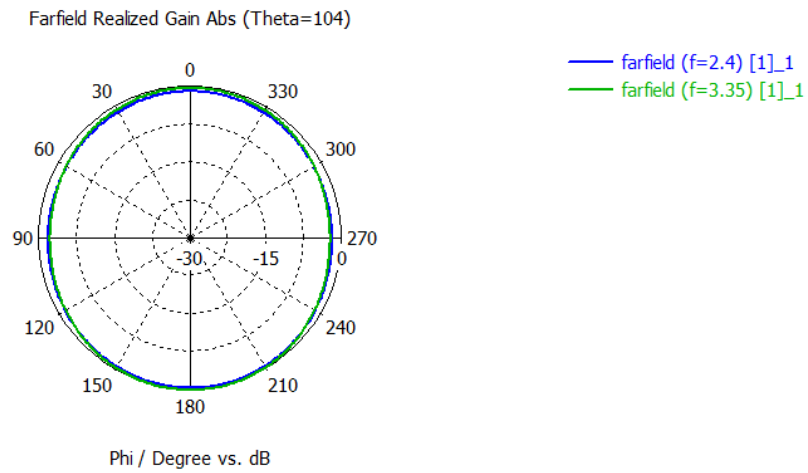


**Figura 3.3: Adaptación simulada y real de la antena.**

Se aprecia que el  $S_{11}$  de la antena está por debajo de los -10 dB desde aproximadamente los 2 GHz hasta más allá de los 8 GHz, por lo tanto su adaptación es correcta dentro de las bandas en las que se pretende medir en el TFG (2.36-2.44 GHz y 3.1-3.6 GHz). La ganancia a 2.4 GHz es de 2.3 dBi y a 3.35 GHz es de 2.62 dBi. Normalizando a la ganancia máxima entre las dos descritas, los diagramas de radiación en los planos E y H quedan así:



**Figura 3.4: Ganancia normalizada en el Plano E de la antena.**



**Figura 3.5: Ganancia normalizada en el Plano H de la antena.**

Con lo que se concluye que tiene un comportamiento típico de UWB, lo cual es suficiente para los propósitos de este TFG.

## **4 Descripción y Desarrollo de las mediciones**

---

### **4.1 Introducción**

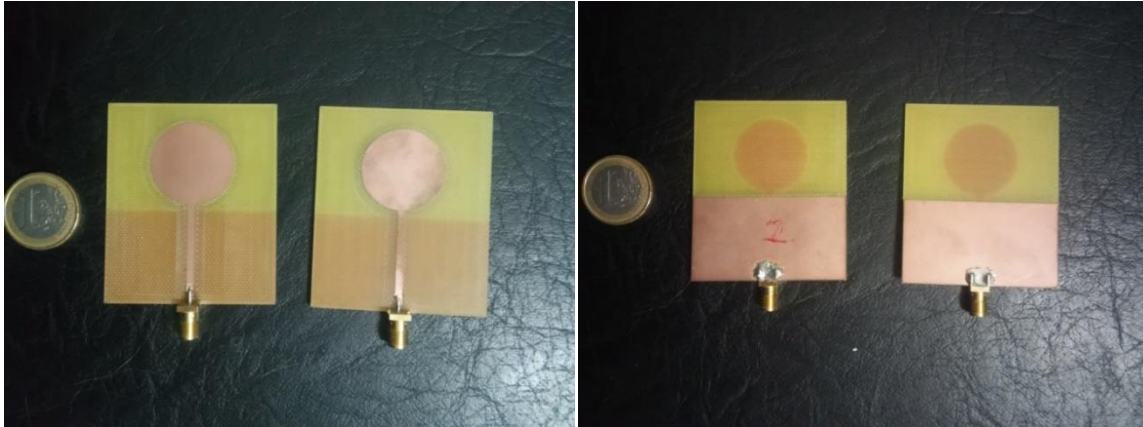
Como se ha comentado anteriormente, en este TFG se analizan las pérdidas de propagación en redes WBAN. Para ello, se creará un radioenlace entre varios puntos del cuerpo humano y se estudiará la propagación de las ondas electromagnéticas, principalmente mediante las pérdidas de propagación medidas, en dos bandas de frecuencia:  $2.36 - 2.44 \text{ GHz}$  y  $3.1 - 3.6 \text{ GHz}$ . Dichas medidas se realizarán entre varios puntos del torso, la pierna, y también entre torso y las inmediaciones del cuerpo. Una vez se realicen las medidas, se procesarán y estudiarán para dibujar unos histogramas mediante el software *MATLAB* que nos ayuden a caracterizar el tipo de canal. A continuación se detalla y describe el procedimiento seguido, además de mostrarse varios dibujos explicativos de la distribución de los puntos a medir.

Todas las medidas se han llevado a cabo en el pasillo principal del Edificio C de la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Autónoma de Madrid, debido a que es un espacio amplio en el que es posible situarse a aproximadamente tres metros de cualquier obstáculo arquitectónico como paredes o columnas que pudieran afectar sensiblemente a las medidas que se querían realizar. Además, el techo de dicho edificio se encuentra a una altura mucho mayor de tres metros desde el pasillo, por lo que tampoco afectará a las medidas. En el momento de realizar las medidas el pasillo no estaba siendo transitado por nadie que pudiera afectar a los resultados, y la persona que se usó para medir estaba situada en una zona céntrica alejada de obstáculos arquitectónicos y del equipo de medida en la medida en la que permitieron los cables utilizados (de una longitud de 3.6 m). En este sentido las medidas pueden considerarse bastante puras, por lo que los efectos de reflexión por elementos ajenos al cuerpo humano y el suelo, así como posibles interferencias pueden considerarse inexistentes debido además a la baja potencia utilizada en la antena transmisora (20 dBm). Se puede concluir por tanto que los fenómenos mostrados en las gráficas se deben únicamente al efecto del cuerpo humano como canal de comunicación.

### **4.2 Descripción del radioenlace construido**

Para caracterizar las propiedades del cuerpo humano como canal de comunicaciones para redes WBAN se procederá a construir un pequeño radioenlace, en el que las antenas se situarán pegadas al cuerpo de la persona utilizada para medir en los casos en que proceda (en alguna ocasión habrá que separar un extremo del radioenlace a 1 y 2 metros de distancia de la persona).

Las antenas son las explicadas en la sección 3, y se muestra a continuación:



**Figura 4.1: Antenas utilizadas en el radioenlace.**

Para enviar, recibir y procesar la señal se utilizará el analizador de redes con 2 puertos modelo Rohde & Schwarz ZVS propiedad del grupo RFCAS de la Escuela Politécnica de la Universidad Autónoma de Madrid. Un analizador de redes es un dispositivo capaz de analizar las propiedades de las redes eléctricas, entre ellas la reflexión y la transmisión entre sus puertos (recordemos que estos dos fenómenos se miden habitualmente mediante los parámetros S) en un amplio rango de frecuencias. En nuestro caso, lo que más nos interesa es la transmisión (Parámetro  $S_{21}$ ) en las bandas de  $2.36 - 2.44 \text{ GHz}$  y  $3.1 - 3.6 \text{ GHz}$ . El analizador de redes mencionado funciona en la banda de  $9 \text{ KHz} - 6 \text{ GHz}$ , por lo que cumple sobradamente los requisitos para el uso que se le requiere en este TFG. La siguiente foto muestra el analizador:



**Figura 4.2: Analizador de redes modelo Rohde & Schwarz ZVL.**

Se enviará una señal desde el puerto 1 y se recibirá por el puerto 2 para mostrar en pantalla el parámetro  $S_{21}$ , con el que se caracterizará el tipo de canal.

La conexión entre el analizador de redes y las antenas desarrolladas se realizará mediante dos cables coaxiales de impedancia característica  $Z_0 = 50 \Omega$  y longitud de  $L = 3.60 \text{ m}$ :



**Figura 4.3: Cables coaxiales usados en el radioenlace, de impedancia característica  $50 \Omega$ .**

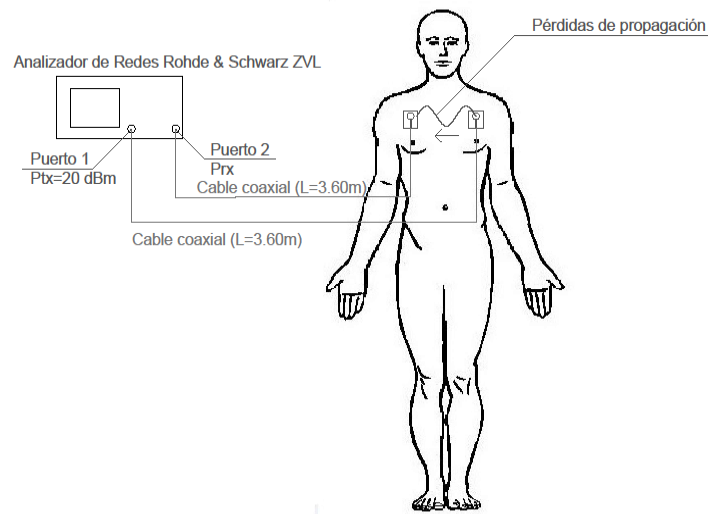
El analizador suministrará a la entrada del cable conectado al puerto 1 una potencia de  $P_{TX} = 100 \text{ mW} = 20 \text{ dBm}$ , para después medir la potencia recibida en el puerto 2 y de ahí extraer el parámetro  $S_{21}$ , que es lo que muestra en pantalla. Una vez tengamos esta medida estabilizada en pantalla, se guardarán 1001 muestras de la banda de frecuencia correspondiente en una memoria USB como un fichero de extensión “.dat”. Este fichero consiste en tres columnas de datos:

- En la primera columna se muestra la frecuencia a la que se ha capturado el parámetro  $S_{21}$ .
- En la segunda columna se muestra el módulo del parámetro  $S_{21}$  expresado en dB.
- En la tercera y última columna se recoge el desfase entre las señales enviada y recogida expresado en grados.

Por lo tanto en cada medida realizada tendremos un fichero de 1001 filas y 3 columnas. Con estos datos lo que haremos primero será dibujar una gráfica de  $S_{21}$  *vs* Frecuencia de cuatro de las medidas realizadas para cada situación, para después mostrar los histogramas de desviación de las pérdidas en cada caso. Estos histogramas nos darán mucha información sobre el tipo de canal. Esta parte del desarrollo consistente en procesar los datos se explican en el apartado de *integración, pruebas y resultados*.

Tomando esto en consideración, en general el radioenlace construido tendrá la siguiente forma, con pequeñas variaciones con respecto a las posiciones de las antenas según el caso:





**Figura 4.4: Radioenlace genérico construido para el TFG.**

Para ello se sostendrán las antenas utilizando una cinta regulable que se puede encontrar en cualquier bolsa de deporte o similares, que no contenga piezas metálicas y que rodee el torso de la persona, apretando así la antena junto al cuerpo para simular el comportamiento de un nodo de una red WBAN en esa posición.

Antes de empezar a medir es necesario calibrar el analizador de redes. La calibración es el proceso de tomar en consideración y contrarrestar los errores sistemáticos a la hora de realizar una medida. Por error sistemático se entiende un error implícito que se produce en todas las mediciones realizadas. Corrigiendo los errores sistemáticos se garantiza que las medidas que obtenemos y las variaciones observadas en los patrones son causadas íntegramente por el fenómeno que se quiere medir, y no por el propio aparato de medida. La siguiente tabla muestra los tipos de calibración disponibles en el analizador de redes en cuestión.

**Tabla 4.1: Tipos de calibración del analizador de redes modelo Rohde & Schwarz ZVL.**

| Calibration Type           | Standards   | Parameters                                | Error Terms  | General Accuracy | Application   |
|----------------------------|---|---|--|------------------|---|
| Reflection Normalization   | Open or Short   | $S_{11}$<br>(or $S_{22}, \dots$ )         | Reflection tracking  | Low to medium    | Reflection measurements on any port.  |
| Transmission Normalization | Through   | $S_{12}, S_{21}$                          | Transmission tracking  | Medium           | Transmission measurements in any direction and between any combination of ports.                |
| Full One-Port              | Open, Short, Match <sup>1)</sup>  | $S_{11}$<br>(or $S_{22}, \dots$ )         | Reflection tracking,<br>Source match<br>Directivity,                           | High             | Reflection measurements on any port.  |
| One-Path Two-Port          | Open, Short, Match <sup>1)</sup> (at source port),<br>Through <sup>2)</sup> | $S_{11}, S_{21}$<br>(or $S_{22}, \dots$ ) | Reflection tracking,<br>Source match,<br>Directivity,<br>Transmission tracking | Medium to high   | Unidirectional transmission measurements in any direction and between any combination of ports. |

En nuestro caso deseamos medir la transmisión entre los puertos 1 y 2, es decir el parámetro  $S_{21}$ , por lo tanto seleccionamos la opción *Through*. El siguiente paso es conectar los cables entre sí mediante un conector SMA hembra-hembra tal como se muestra en la imagen:



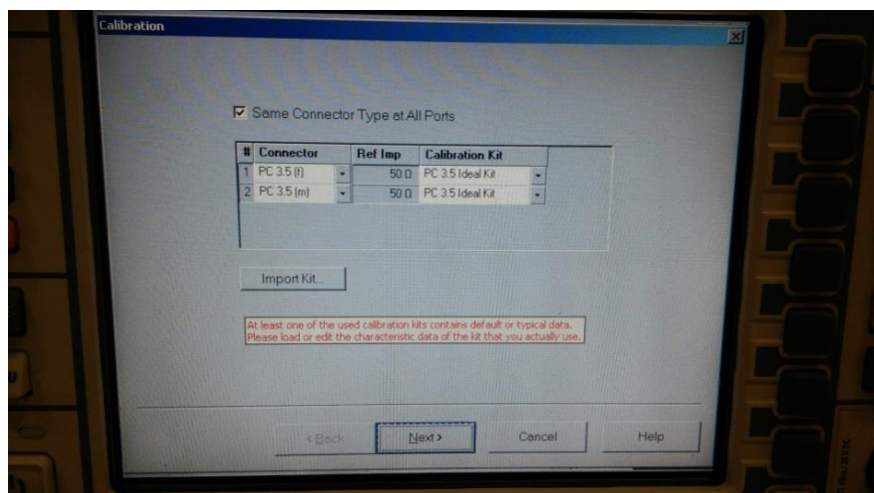
**Figura 4.5: Conector SMA hembra-hembra de impedancia característica 50  $\Omega$ .**

La conexión entre los cables queda de la siguiente manera:



**Figura 4.6: Conexión entre cables mediante conector SMA hembra-hembra.**

Una vez hecho esto, especificamos que los parámetros S se calculen con una impedancia de referencia de 50  $\Omega$ , que además coincide con la impedancia característica  $Z_0$  de los cables conectados:



**Figura 4.7: Especificación de la impedancia de referencia para medir parámetros S.**

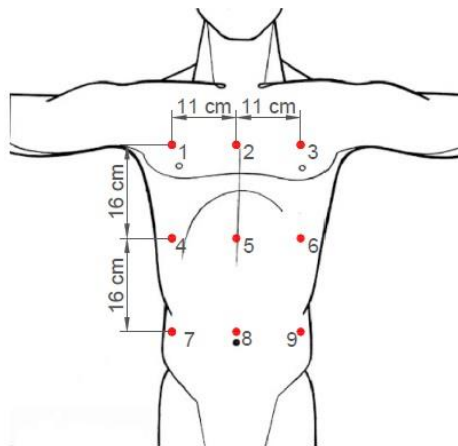
Calibramos y aparece una línea horizontal situada en 0 dB, lo que indica que la calibración ha sido un éxito. A partir de este momento, los errores sistemáticos causados por los cables y el propio analizador de redes no influirán en la medida realizada y se compensarán, por lo que se puede asegurar que los cambios experimentados en el  $S_{21}$  serán debidos a las antenas y al canal, que es lo que se quiere.

Por la tanto, ahora sí se puede medir correctamente.

### 4.3 Pecho - Pecho

Se definen un total de nueve puntos situados en la parte frontal del torso. Se han situado en tres filas, y cada una contiene tres puntos. La fila superior se encuentra a una altura correspondiente a la de las axilas, la fila intermedia se encuentra dieciséis centímetros por debajo de la anterior a una altura ligeramente inferior a la boca del estómago, mientras que la última fila de puntos se encuentra también dieciséis centímetros por debajo de la anterior, aproximadamente a la altura del ombligo. En términos de columnas, la columna intermedia se sitúa alineada con una línea imaginaria que separe el cuerpo en dos partes simétricas, es decir siguiendo la línea marcada por la barbilla, el esternón y el ombligo. Las otras dos columnas de puntos se desplazan hacia la izquierda y la derecha de la central una distancia de unos once centímetros. La comunicación entre los puntos tiene siempre línea de visión directa.

En la siguiente imagen se muestra una plantilla de un torso genérico sobre la que se han dibujado los puntos y las distancias que los separan, así como la numeración de los mismos.



**Figura 4.8: Distribución de puntos de medida en la parte frontal del torso.**

Esta configuración de puntos simula un caso en el que los nodos de una WBAN se sitúan en la superficie de la parte frontal del torso de una persona adulta; dichos nodos podrán ser por tanto *Coordinator (Personal Device)* en el caso de los puntos 7 y 9 (los más cercanos a la cadera, zona en la que se suelen situar este tipo de elementos) ó sensores y actuadores del tipo *End Nodes* ó *Relay* en el resto de puntos. En cualquier caso, las medidas sirven para simular una implementación de tipo implante ó en superficie corporal. En cuanto a las capas a las que pueden pertenecer los elementos situados de esta manera, únicamente

pueden pertenecer a la capa intra-WBAN llamada *Tier - 1* debido a que no existe ningún nodo en el exterior del cuerpo. La siguiente tabla resume este párrafo:

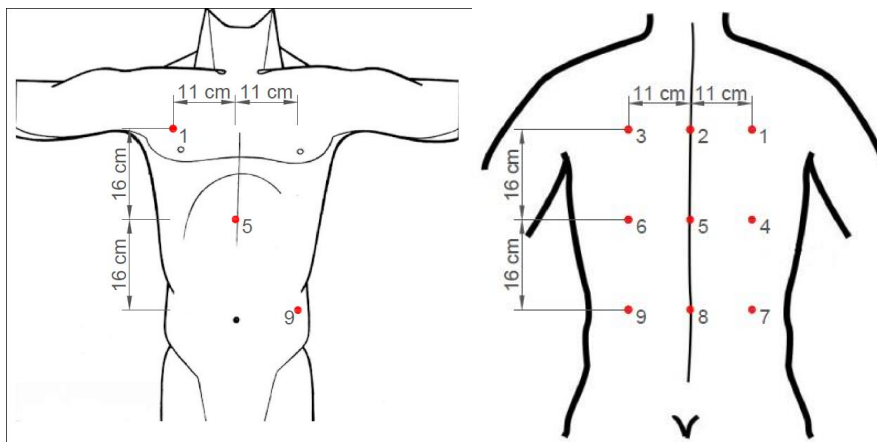
**Tabla 4.2: Posibilidades representadas en la situación Pecho - Pecho.**

|                       | <b>Punto A (Pecho)</b>          | <b>Punto B (Pecho)</b>          |
|-----------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| <b>Funcionalidad</b>  | Personal Device/Sensor/Actuador | Personal Device/Sensor/Actuador |
| <b>Implementación</b> | Implante/Superficie Corporal    | Implante/Superficie Corporal    |
| <b>Rol</b>            | Coordinator/End Node/Relay      | Coordinator/End Node/Relay      |
| <b>Capa</b>           | Tier - 1                        | Tier - 1                        |

#### 4.4 Pecho – Espalda

Para realizar estas medidas, se despliegan de únicamente tres puntos en la parte frontal del torso correspondientes a las posiciones 1, 5 y 9 del caso de Pecho-Pecho, y numerados de la misma manera.

A la hora de designar los nueve puntos en la espalda, se ha seguido una distribución idéntica al caso de Pecho-Pecho, por lo que tendremos otra vez tres filas separadas por dieciséis centímetros en al que cada punto dista once centímetros del anexo horizontalmente. Además se ha hecho hincapié en que los puntos de ambas caras del cuerpo estén a la misma altura, por lo que la distribución de puntos es prácticamente simétrica. Las siguientes imágenes ilustran lo explicado:



**Figura 4.9: Distribución de puntos elegida para medir entre el pecho y la espalda.**

La numeración de los puntos en la espalda es tal que permite que el punto *i* de la parte delantera sea el más cercano al punto *i* de la espalda. Por ejemplo, los puntos uno corresponden a la zona superior derecha del torso, los puntos tres la zona superior izquierda, etc. De esta forma será más intuitivo el clasificar y nombrar las medidas más adelante. A la hora de realizar las mediciones, no se han hecho todas las posibles combinaciones entre puntos del pecho y la espalda, si no que se ha optado por seleccionar tres puntos de la parte frontal y desde cada uno medir en todos los puntos de la espalda, de forma que en este apartado se tienen 27 medidas y no las 81 que representarían todas las posibles combinaciones. Haciendo esto se ahorra material a la hora de analizar que seguramente tendría una buena carga de redundancia de información, por lo que se ha

optado por reducir moderadamente el número de medidas. Se ha decidido pues que cada uno de los tres puntos correspondientes a la parte frontal esté en una fila distinta, y para obtener una mayor variabilidad de situaciones a cubrir a la hora de sacar conclusiones, también se desea que los puntos no estén alineados sobre la misma columna. Por tanto, los puntos frontales elegidos para realizar mediciones son el uno, el cinco y el nueve, que se conectan en cada caso con los nueve situados en la espalda.

En cuanto a la funcionalidad, implementación, rol y capa representados en la simulación, como todos los puntos están situados en el torso de la persona, tendríamos el mismo caso que en las medidas de Pecho – Pecho.

**Tabla 4.3: Posibilidades representadas en la situación Pecho - Espalda.**

|                       | <b>Punto A (Pecho)</b>          | <b>Punto B (Espalda)</b>        |
|-----------------------|---------------------------------|---------------------------------|
| <b>Funcionalidad</b>  | Personal Device/Sensor/Actuador | Personal Device/Sensor/Actuador |
| <b>Implementación</b> | Implante/Superficie Corporal    | Implante/Superficie Corporal    |
| <b>Rol</b>            | Coordinator/End Node/Relay      | Coordinator/End Node/Relay      |
| <b>Capa</b>           | Tier - 1                        | Tier - 1                        |

## 5 Integración, pruebas y resultados

---

### 5.1 Introducción

En esta sección se van a ver los resultados de las mediciones realizadas explicadas en la sección de Desarrollo. Debido al elevado número de medidas hechas y por tanto, de histogramas creados para las dos bandas de frecuencia (la cifra total de medidas asciende a 222), se van a explicar como norma general un máximo de 4 histogramas por cada caso. Para ver la totalidad las gráficas e histogramas dibujados hay que ir al Anexo I.

Los casos en los que nos vamos a fijar son los que conecten dos puntos cercanos y dos lejanos. Se presentarán imágenes en algunos casos (tomadas durante el proceso de medición) para mostrar la forma en la que se ha realizado la medida. Además en todos los casos se mostrará un dibujo explicativo del radioenlace. Después se comentarán los histogramas obtenidos relacionándolos con distribuciones estadísticas ya establecidas y explicadas en la sección 2.4, lo que significa en esencia caracterizar el canal. Dichos histogramas representan la desviación. Además se verán tablas con la potencia media para los casos mostrados para poder comparar. En todas las medidas se han medido las distancias entre antenas con un metro sencillo para corroborar su correcto posicionamiento:



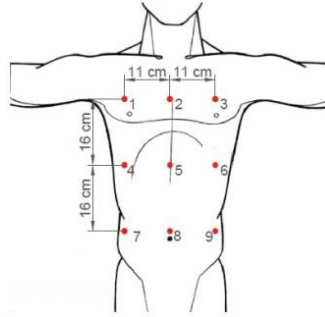
**Figura 5.1: Metro sencillo.**

En ningún caso hace acto de presencia el efecto Doppler, debido a que en todo momento ambas antenas se mantienen estáticas. En una red WBAN sí puede aparecer el efecto doppler, debido a movimientos naturales como el mover los pies y los brazos al andar, y además al realizar alguna actividad física como por ejemplo correr acentuará el efecto debido a la velocidad relativa entre un elemento en un brazo y un posible *Personal Device* situado en la cadera. En este TFG no se ha tenido en cuenta tal efecto, y todas las medidas son en estático.

Se mostrarán ambos resultados para las dos bandas de frecuencia comentadas anteriormente:  $2.36 - 2.44 \text{ GHz}$  y  $3.1 - 3.6 \text{ GHz}$ .

## 5.2 Canal WBAN Pecho – Pecho

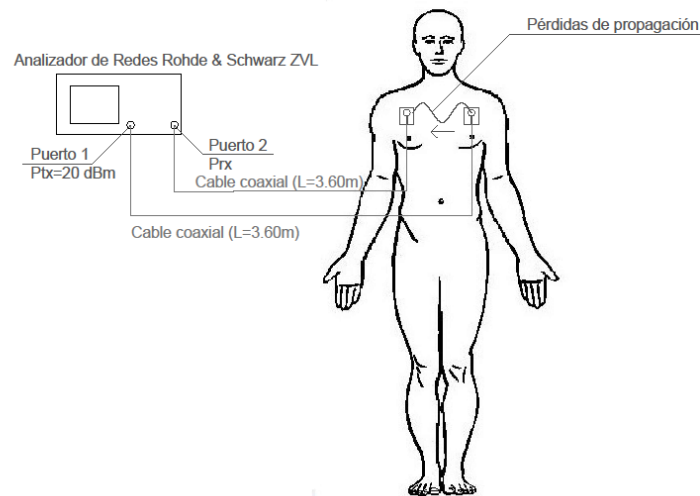
Recordemos brevemente la distribución de los nueve puntos de medida en este caso:



**Figura 5.2: Distribución de puntos de medida en la parte frontal del torso.**

A la hora de medir, se eligió seguir el siguiente procedimiento: Situando una antena fija en el punto 1, se coloca la otra antena en el punto 2, y se guarda la medida de  $S_{21}$  que muestra el analizador de redes. Seguidamente se procede a mover la antena situada en el punto 2 al punto 3 para volver a capturar la medida, y se continúa de esta manera hasta llegar al punto 9. Una vez hechas estas ocho medidas, se desplaza la antena colocada en el punto 1 al punto 2, a la vez que se posiciona la otra antena en el siguiente punto, que es el 3. Continuamos capturando las medidas mientras desplazamos esta última antena punto por punto hasta el 9, para después mover la antena en el punto 2 al punto 3. Es decir, desde cada punto sólo se mide hacia los puntos siguientes. De esta forma nos ahorramos el repetir medidas como por ejemplo entre los puntos 4 y 5, que es exactamente la misma que medir entre los puntos 5 y 4, debido a que el único cambio sensible que se ha hecho ha sido intercambiar las antenas. Debido a que las antenas usadas para medir son idénticas, el intercambiarlas de posición no afectará al medir, por lo que ambas mediciones contienen la misma información útil. En definitiva, desechemos información redundante. Con esto en mente, el número de medidas para éste caso asciende a 36.

A continuación se muestra un esquema del radioenlace cuando se mide entre los puntos 1 y 3:



**Figura 5.3: Radioenlace para medir puntos del pecho.**

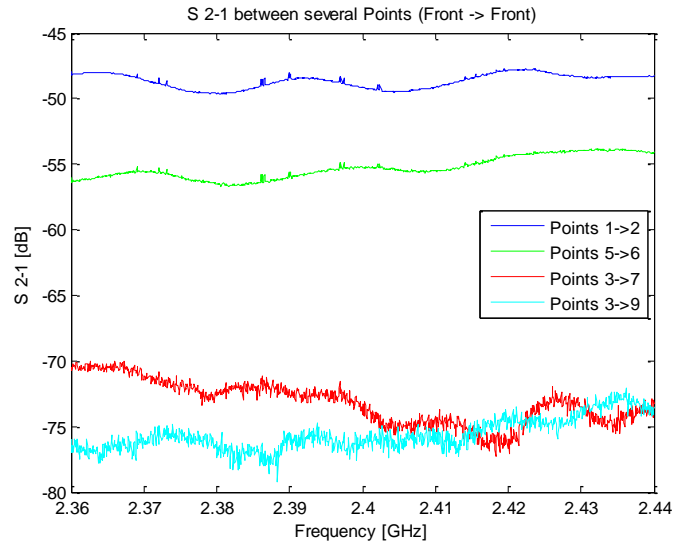


Los casos en los que nos vamos a fijar son los que conecten dos puntos cercanos y dos lejanos. Teniendo en cuenta estas directrices, los puntos elegidos son:  $1 \leftrightarrow 2$ ,  $5 \leftrightarrow 6$ ,  $3 \leftrightarrow 7$  y  $3 \leftrightarrow 9$ . Como ejemplo se muestra una foto que se tomaron mientras se medían la transmisiones  $1 \leftrightarrow 2$  y  $1 \leftrightarrow 7$ :



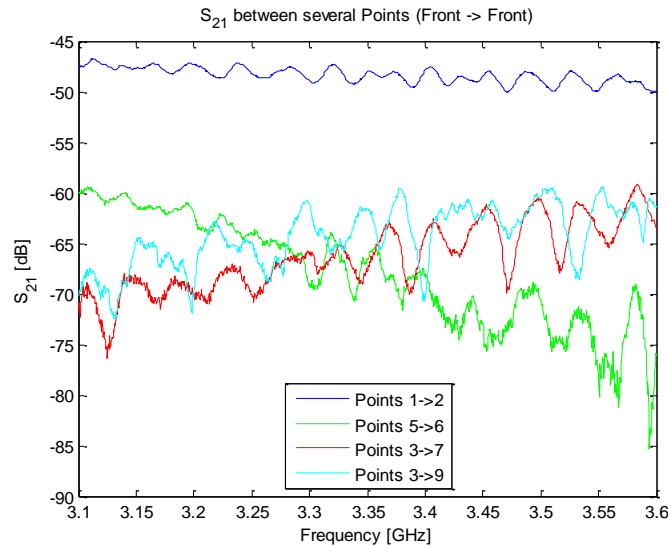
**Figura 5.4:** Medición del  $S_{21}$  entre los puntos 1 y 2 / 1 y 7 del pecho.

Las siguientes imágenes muestran el parámetro  $S_{21}$  en las cuatro situaciones mencionadas para ambas bandas de frecuencia:



**Figura 5.5:**  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho en la banda de 2.4 GHz.





**Figura 5.6:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho en la banda de 3.3 GHz.**

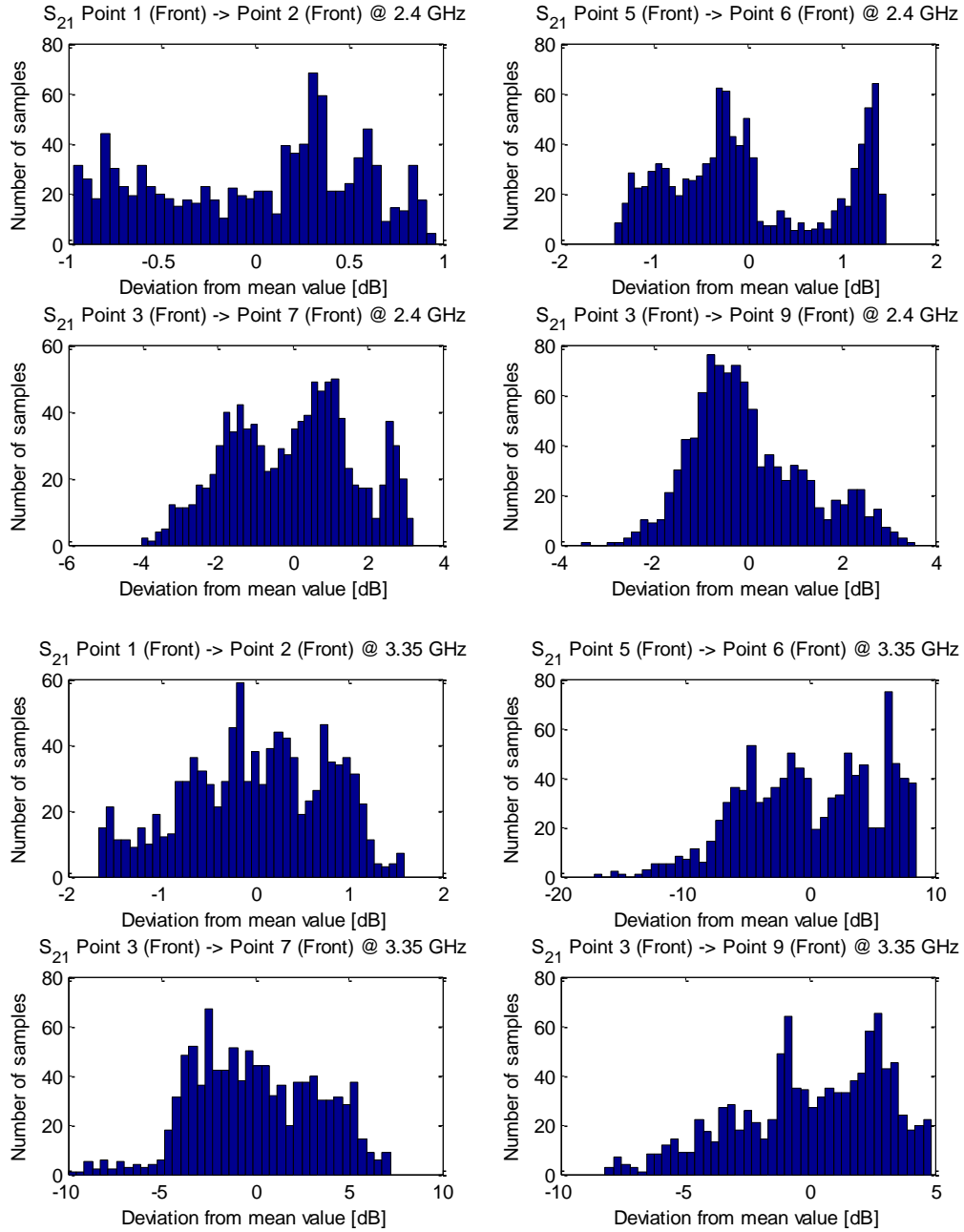
La tabla a continuación muestra el valor medio del  $S_{21}$  entre los puntos tratados en este apartado para ambas bandas de frecuencia:

**Tabla 5.1:  $S_{21}$  medio entre puntos del pecho para ambas bandas de frecuencia.**

| Puntos | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|--------|--------------------------------|---------------------------------|
| 1 ↔ 2  | -48.6599                       | -48.3688                        |
| 5 ↔ 6  | -55.2866                       | -67.9610                        |
| 3 ↔ 7  | -73.1950                       | -66.3431                        |
| 3 ↔ 9  | -75.6329                       | -64.2327                        |

Se observa un patrón esperable: a más distancia entre los puntos, menor es el  $S_{21}$ , lo que corresponde a mayores pérdidas sufridas en el trayecto. Las pérdidas son mayores que las esperadas para un enlace en espacio libre sin un cuerpo humano presente (para un enlace de 1 metro a 2.4 GHz las pérdidas son de 40 dB aproximadamente), lo que da una idea de lo que cambia la situación. No se aprecian picos ni valles pronunciados en las medidas a 2 GHz, lo que repercutirá en una desviación moderada. Los picos y valles pronunciados de las medidas a 3 GHz se transformarán en una desviación más alta en los histogramas. Incluso en la medida entre los puntos 1 y 2 a 2.4 y 3.35 GHz se aprecian variaciones abultadas respecto a los picos y valles, lo que indica que el cuerpo responde de distinta manera a la variación de frecuencia.

En cuanto a los histogramas, se muestran a continuación:



**Figura 5.7: Histogramas de desviación de la potencia para conexiones entre el pecho en ambas bandas de frecuencia.**

En general la desviación no es demasiado alta en ningún caso, debido principalmente a que son puntos que se encuentran moderadamente cerca, y la señal no necesita atravesar el cuerpo para ser recibida, lo que distorsiona mucho más la medida. Ciertamente las distribuciones tienden bastante a una Gaussiana, lo que indica que en estos casos hace poco acto de presencia el desvanecimiento rápido, propio de otras distribuciones como la de Rayleigh o ciertos casos de Rice.

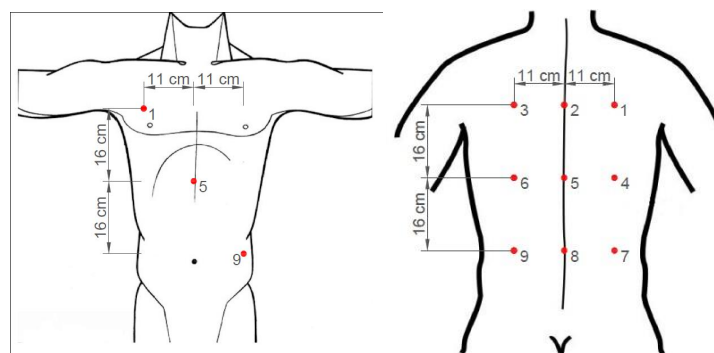
Los cambios en la potencia recibida observados se pueden considerar bastante suaves (desvanecimiento lento), un comportamiento típico que aparece al variar la distancia entre las antenas. Dado que las distancias que manejamos son bastante cortas, y que se puede considerar que existe línea visual directa entre antenas al estar situadas en la parte frontal

del torso, los resultados entran dentro de lo esperado. El comportamiento del canal es parecido al del espacio libre.

Sin embargo, en el caso particular de los puntos 5 y 6 a 3 GHz, se observa que la desviación es bastante mayor que en el resto de casos y particularmente que el caso análogo a 2.4 GHz. Esto puede ser debido a varias razones, la principal está asociada a cambios que experimenta el cuerpo humano, ya que se comporta como un entorno dinámico. Durante las sesiones de medida se ha notado que por ejemplo, el mero hecho de respirar hondo hacía variar la potencia recibida de señal en casi 10 dB con respecto a cuando la persona expulsaba el aire. Al hacer esto se puede entorpecer la línea de visión que se mantenía cuando la caja torácica no estaba expandida.

### 5.3 Canal WBAN Pecho – Espalda

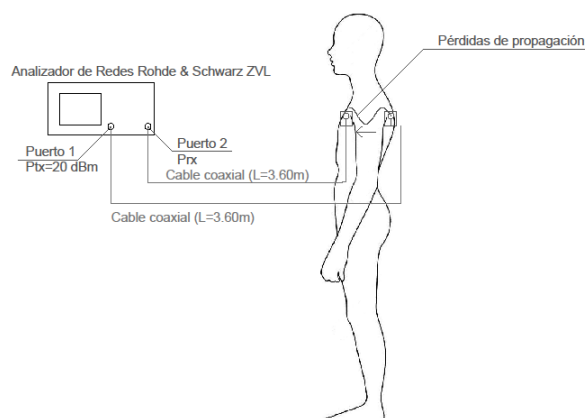
Para este caso los puntos se ordenaban de la siguiente manera:



**Figura 5.8: Distribución de puntos elegida para medir entre el pecho y la espalda.**

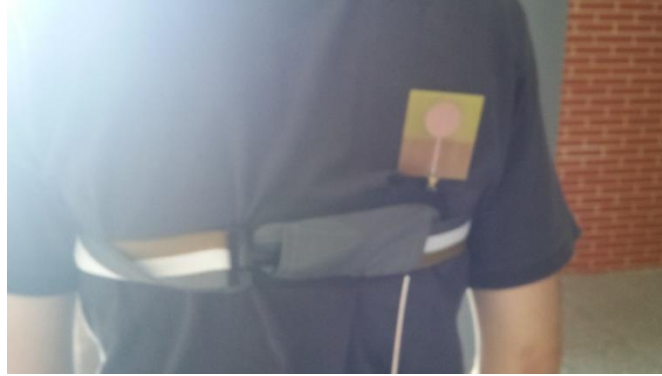
Donde se colocará una antena en cada uno de los puntos representados para el pecho y la otra en los situados en la espalda. El número de medidas es por tanto de 27 en este caso.

El radioenlace construido para medir este caso responde a la siguiente imagen, que ilustra la medida entre el punto 1 del pecho y cualquiera de los puntos 1, 2 y 3 de la espalda:



**Figura 5.9: Radioenlace para medir puntos del pecho y de la espalda.**

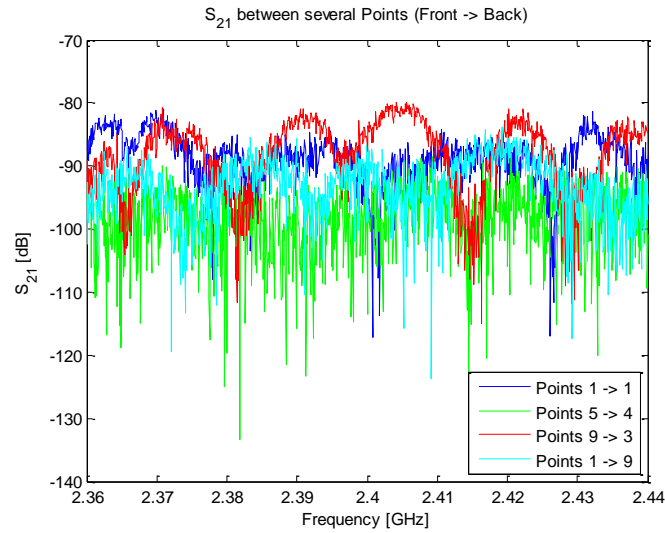
La siguiente foto muestra la posición de la antena situada sobre el punto 1 de la espalda durante la medida:



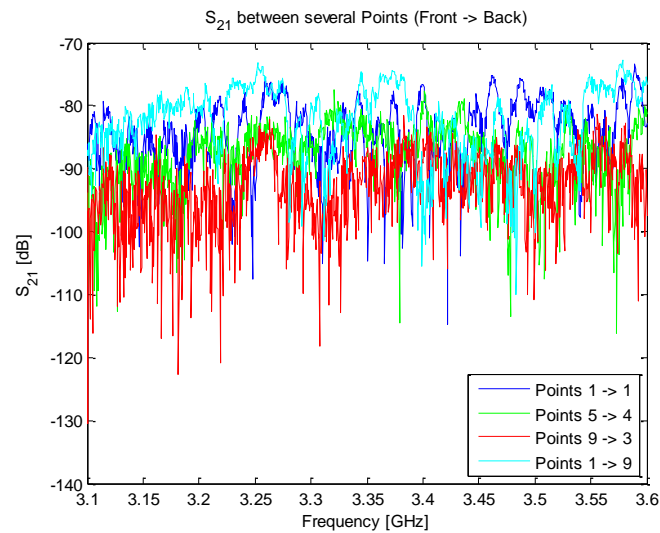
**Figura 5.10: Antena situada sobre el punto 1 de la espalda.**

Siguiendo la regla de medir dos puntos cercanos y dos lejanos, se ha optado por elegir las medidas entre los puntos  $1 \leftrightarrow 1$ ,  $5 \leftrightarrow 4$ ,  $9 \leftrightarrow 3$  y  $1 \leftrightarrow 9$ .

En cuanto a los parámetros  $S_{21}$  medidos, se muestran los resultados a continuación:



**Figura 5.11:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y la espalda en la banda de 2.4 GHz.**



**Figura 5.12:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y la espalda en la banda de 3.3 GHz.**

Las potencias medias se muestran en la tabla a continuación:

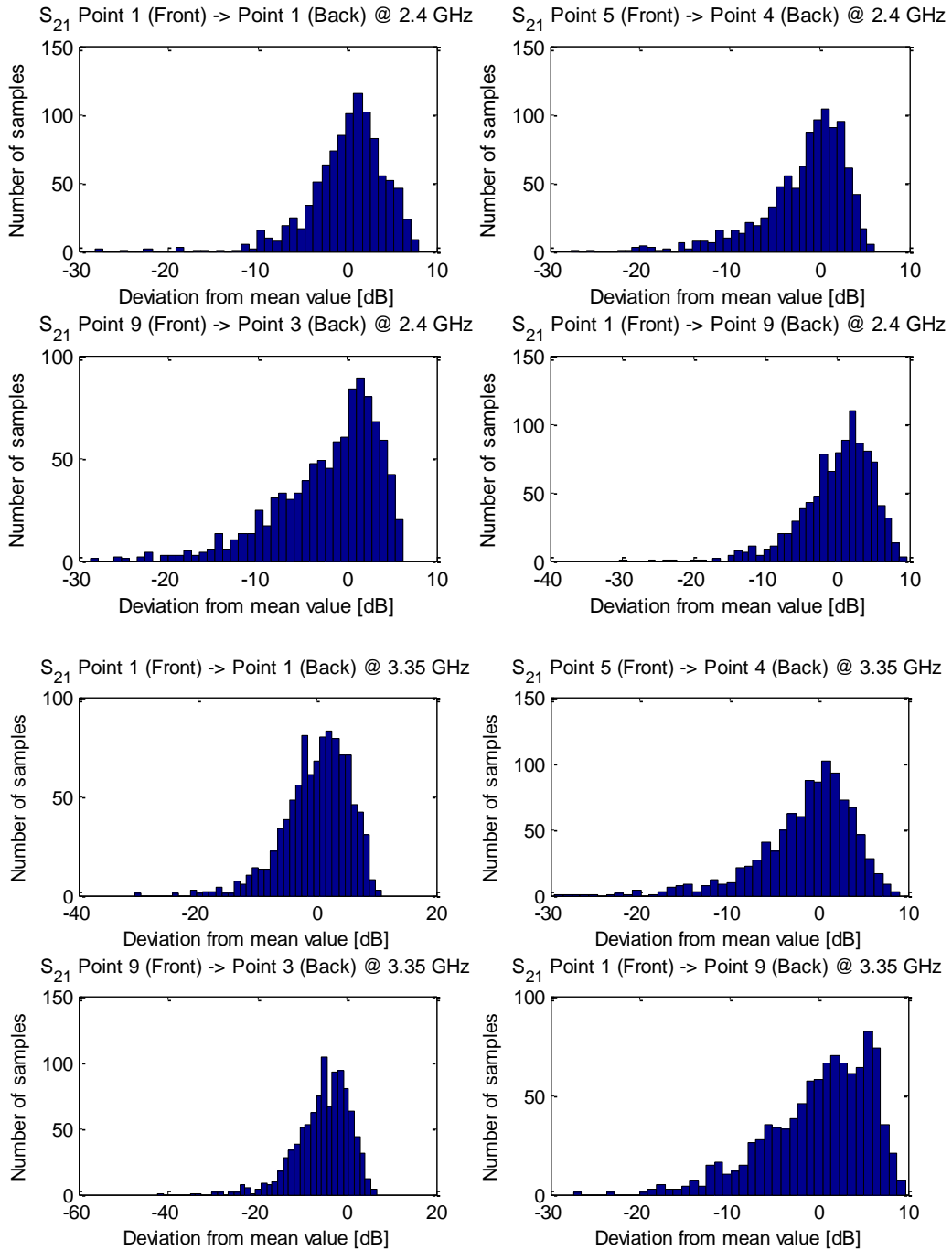
**Tabla 5.2:  $S_{21}$  medio entre puntos del pecho y espalda para ambas bandas de frecuencia.**

| Puntos | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|--------|--------------------------------|---------------------------------|
| 1 ↔ 1  | -89.0036                       | -84.2847                        |
| 5 ↔ 4  | -88.6241                       | -86.5822                        |
| 9 ↔ 3  | -86.2138                       | -88.0023                        |
| 1 ↔ 9  | -93.4839                       | -82.5177                        |

Vemos que las gráficas tienen una forma bastante distinta a las presentadas en el caso anterior. En primer lugar, la pérdida media ha decrecido entre 15 y 40 dB para distancias similares, según el caso. Por ejemplo, la potencia media para los puntos 1 (Front) y 2

(Front) era de -48.6599dB, mientras que ahora para los puntos 1 (Front) y 1 (Back) es de -89.0036. Esta diferencia de 40 dB aproximadamente para una distancia similar (en torno a 11 cm) es causada por el hecho de que la señal debe atravesar el torso para ser recibida mientras que en el primer caso no. Esta pérdida de potencia era esperada debido a que el cuerpo humano es peor medio de propagación que el aire. También se aprecia que en ambas gráficas existen características de desvanecimiento lento en frecuencia.

Además, la variación de potencia es mucho más pronunciada, apareciendo picos y valles más amplios. Esto se ve mejor en los histogramas siguientes:



**Figura 5.13: Histogramas de desviación de la potencia para conexiones entre el pecho y la espalda en ambas bandas de frecuencia.**

Los picos de potencia no son del todo elevados respecto a la pérdida media (son del orden de 10 dB en el caso más abultado), pero los valles representan aumentos de casi 30 dB en las pérdidas. Este comportamiento de canal (desvanecimiento rápido selectivo en frecuencia) recuerda al de una distribución de Rayleigh, pero en esta distribución el número de muestras que caen en la zona de desviación negativa debería ser mayor, además de presentar una forma continua. Como el desvanecimiento rápido no llega a ser tan marcado en nuestro caso, se habla de un canal *Hypo-Rayleigh*. Esto se hace más patente todavía en la banda de 3.35 GHz que en la de 2.4 GHz, lo que indica que los efectos del desvanecimiento rápido se hacen más fuertes conforme la frecuencia sube, es decir, el canal va tomando una forma más parecida a un canal Rayleigh.

## 5.4 Relación entre cada caso y la distribución observada

Para concluir este apartado, se muestran las mejores opciones para caracterizar el canal de manera genérica según las distintas situaciones estudiadas.

**Tabla 5.3: Comparativa entre el caso estudiado y la distribución observada.**

| Caso estudiado                | Distribución observada<br>@ 2.4 GHz | Distribución observada<br>@ 3.35 GHz |
|-------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|
| <b><i>Pecho ↔ Pecho</i></b>   | Rice                                | Rice                                 |
| <b><i>Pecho ↔ Espalda</i></b> | Hypo-Rayleigh                       | Hypo-Rayleigh                        |

La distribución Rice aparece cuando hay línea de visión directa, algo que también ocurre en otro tipo de canales como por ejemplo ciudades. Al haber línea de visión directa, la componente deseada de señal es mucho más potente que las componentes afectadas por el multitrayecto, por lo que este efecto no es demasiado limitante y no corrompe la señal de manera notable.

Cuando no hay línea de visión directa entre ambas antenas y la señal atraviesa y bordea el cuerpo debido al *creeping* el canal tiende a parecerse a uno de tipo Rayleigh, aunque en ningún caso su comportamiento está marcado como dicho canal, en el que los desvanecimientos rápidos selectivos en frecuencia se hace mucho más patentes. En su lugar, existe el desvanecimiento comentado, aunque es ciertamente menos notorio que en caso de un canal Rayleigh puro, donde los efectos del multitrayecto son más intensos. Por ello a este tipo de canal se le llama Hypo-Rayleigh (“*por debajo de Rayleigh*”).

No se ha detectado en ningún caso una distribución Gaussiana, si acaso lo más parecido han sido los casos en los que existía un nodo alejado del cuerpo con visión directa de la otra antena (Pecho-Nodo a 1 m y Pecho-nodo a 2 m). Estos casos se explican en el anexo. Esto significa que efectivamente hay una similitud entre una canal sin obstáculos en la cercanía y un canal similar con la diferencia de que una antena está pegada a una persona. Este cambio es suficiente para que el canal pase a ser Rice, es decir existe también algo de multitrayecto, aunque no tanto como los casos en los que ambas antenas se mantienen pegadas al cuerpo. Los efectos del *creeping* y la difracción creados por un cuerpo humano están presentes en mayor o menor medida, por lo que el canal tipo Rice ha resultado ser una buena aproximación.

Es importante notar las similitudes que existen entre canales aparentemente tan distintos como una gran ciudad y un cuerpo humano, ya que pese a las enormes diferencias en términos de escala, las características del canal (línea de visión directa, cantidad de obstáculos, multitrayecto...) afectan de manera similar, provocando efectos negativos como el *fading* comentado, que se pueden caracterizar con el mismo tipo de distribución, aplicando pequeños cambios.



## **6 Conclusiones y trabajo futuro**

---

### **6.1 Conclusiones**

Durante este trabajo se han estudiado las diversas situaciones planteadas inicialmente. La caracterización del canal ha revelado que diversas distribuciones ya conocidas son útiles para el modelado de las pérdidas de manera estadística. La distribución Gaussiana no ha resultado ser una buena aproximación en ningún caso, así como la distribución de Rayleigh, más propia de entornos más caóticos y variantes como ciudades muy densas.

La distribución de Rice ha resultado ser una muy buena aproximación para los casos en los que existe visión directa entre los puntos. En función de la distancia entre estos, la distribución puede ser más o menos marcada, llegando a ser casi Gaussiana en los casos de puntos cercanos.

En los casos en los que no existía línea visual entre los puntos, la distribución de Rice no respondía a lo que estaba ocurriendo en el canal, debido a que en general los resultados muestran un tipo de distribución cercana a la de Rayleigh. Una buena forma de caracterizar estos casos consiste en asumir que las pérdidas siguen otra distribución parecida, la Hypo-Rayleigh, que resulta describir con bastante precisión canales angostos como interiores, y como ha quedado patente en este trabajo, entornos compuestos por el cuerpo humano y sus alrededores.

### **6.2 Trabajo futuro**

Las WBAN son un área de investigación constante, y promete seguir así debido a lo relativamente recientes que son, por lo que es seguro que aguarda una gran cantidad de trabajo futuro.

En cuanto a la caracterización del canal, los intentos de realizarla tanto teórica como experimentalmente tienen mucho por delante. De manera experimental se está investigando el efecto del movimiento en el canal, debido a que una persona en movimiento presenta más problemas para este tipo de redes de los que pareciera en un primer momento. Movimientos tan simples como rotar el torso o respirar profundamente, e incluso andar tienen efectos adversos en la señal que representan un bonito reto para superar, debido al futuro prometedor que ofrecen las WBAN.

También queda por ver el comportamiento del canal en bandas de frecuencias inferiores y superiores a las presentadas en este trabajo, así como estudiar el efecto del uso de diferentes polarizaciones en la transmisión.

Otro ejemplo es estudiar las WBAN en diferentes condiciones ambientales de humedad y temperatura.



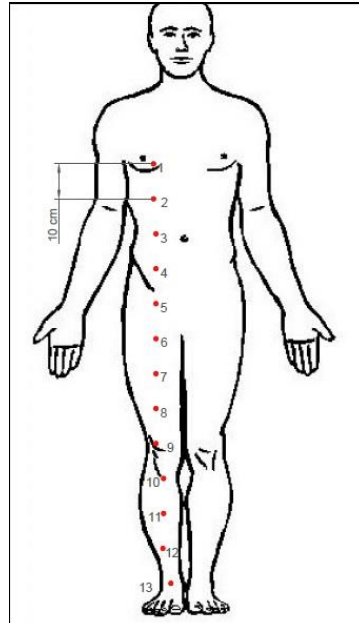
## Referencias

---

- [1] Samaneh Movassaghi, Justin Lipman, “*Wireless Body Area Networks: A Survey*”, IEEE Communications surveys & tutorials, accepted for publication, 2013, pp 2-5
- [2] D. Barras , F. Ellinger, H. Jäckel , "A *comparison between ultra-wide-band and narrow-band transceivers*" , pp.3 , 2002
- [3] *David M. Pozar, “Microwave and RF Design of Wireless Systems”, 2001, pp 50-53*
- [4] Constantine A. Balanis, “*Antenna Theory, Analysis and Design*”, 2005, pp 94
- [5] Kaveh Pahlavan & Prashant Krishnamurthy, “*Principles of Wireless Networks: A Unified Approach*”, 2002, pp 58.
- [6] Jin Chen, “*UWB Characteristics of RF Propagation for Body Mounted and implanted Sensors*”, Worcester Polytechnical Institute, May 2013, pp 24
- [7] Bazil Taha Ahmed, Miriam Esteban. “*Hypo-Rayleigh Distribution for Short Range Range Directive Indoor Channel Fading Modeling at 3.3 and 5.5 GHz Bands*”
- [8] Daniel Brande, Bazil Taha Ahmed. “*Diseño de nuevas antenas UWB con filtros Notch integrados*”, Diciembre 2012, pp 44-46.

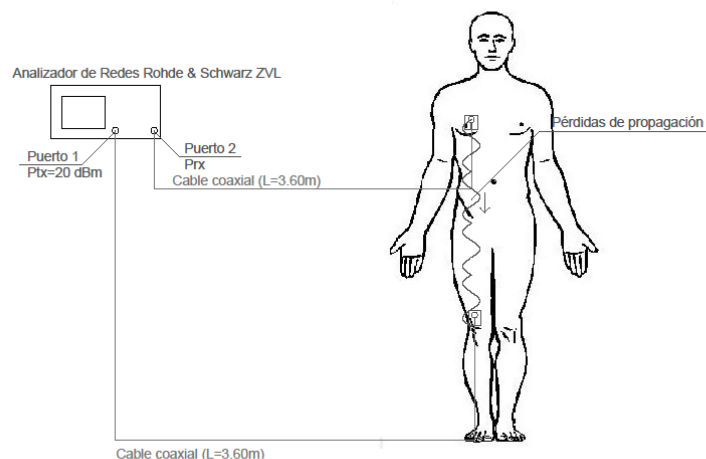
## Anexo A1: Canal WBAN Pecho - Pierna

En esta situación los puntos para medir se repartían de la siguiente manera:



*Figura A1.1: Distribución de puntos para medir entre pecho y pierna*

Para este caso medíamos el parámetro  $S_{21}$  entre el punto 1 y el resto, lo que hacían doce medidas. A la hora de representar las medidas e histogramas, se ha decidido mostrar los resultados correspondientes a los puntos  $1 \leftrightarrow 6$ ,  $1 \leftrightarrow 9$ ,  $1 \leftrightarrow 11$  y  $1 \leftrightarrow 13$ . Así, el radioenlace para medir por ejemplo entre los puntos 1 y 9 corresponde a la siguiente imagen:



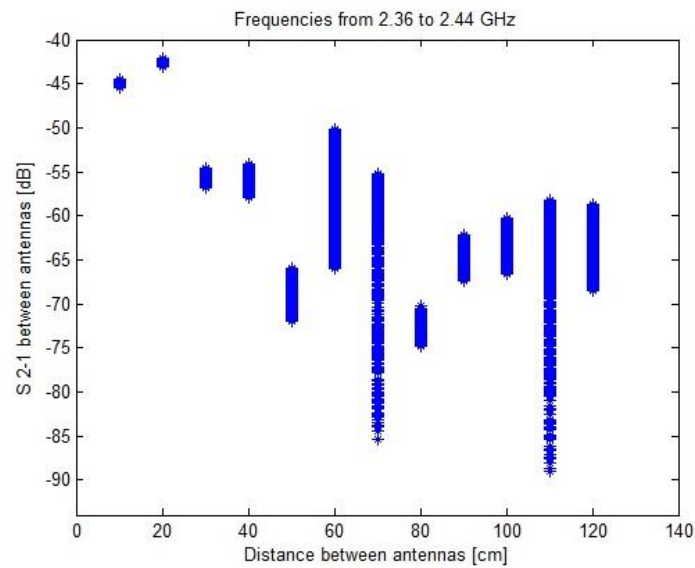
*Figura A1.2: Radioenlace para medir entre puntos del pecho y de la espalda*

Las siguientes imágenes se tomaron en el momento de realizar las medidas en varios puntos:



*Figura A1.3: Medición del  $S_{21}$  entre los puntos 1 y 3, 1 y 13.*

En este último caso la antena inferior se encuentra situada en el empeine del pie derecho, por debajo del pantalón. En este apartado se van a mostrar además unas gráficas que representan el  $S_{21}$  en función de la distancia entre antenas para ver el efecto que tiene el ir desplazando la antena por la pierna hasta llegar al empeine.



*Figura A1.4: Gráfica  $S_{21}$  vs distancia entre antenas para la banda de 2.4 GHz.*

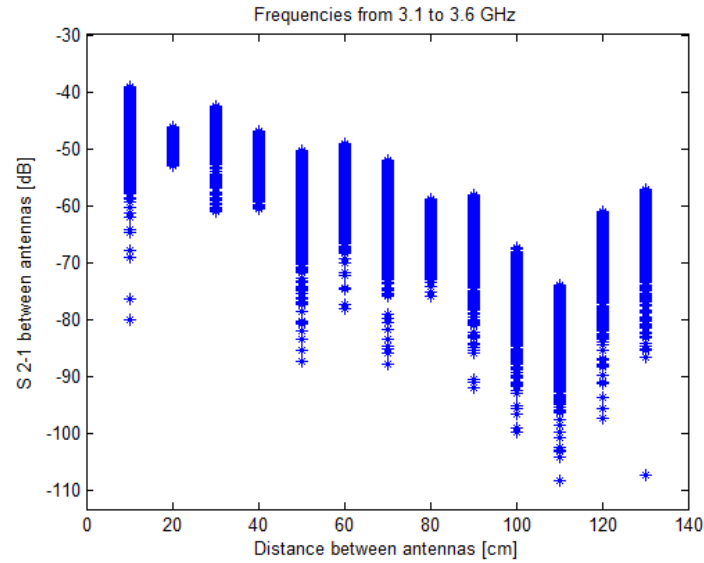


Figura A1.5: Gráfica  $S_{21}$  vs distancia entre antenas para la banda de 3.35 GHz.

En la primera gráfica existe una tendencia general a que la potencia disminuya con la distancia. Las muestras están muy poco dispersas en unos casos y muy dispersas en otros. En la segunda gráfica las muestras están en este caso concentradas de una manera similar. Se aprecia además un comportamiento esperado, ya que el  $S_{21}$  también va decreciendo según aumenta la distancia. Sin embargo en las últimas dos medidas vuelve a crecer. Esto es debido a que la antena inferior se aleja de la línea vertical que marca la parte frontal del torso cuando la situamos en el empuje, por lo tanto, no está exactamente debajo de la otra antena, por lo que la línea de visión es mejor, lo que repercute en una mejor transmisión. Además, al inclinar la antena inferior al situarla en el empuje dejándola prácticamente en horizontal, la ganancia aumenta con respecto a cuando está situada en vertical como en el resto de casos.

Las gráficas de  $S_{21}$  se muestran a continuación:

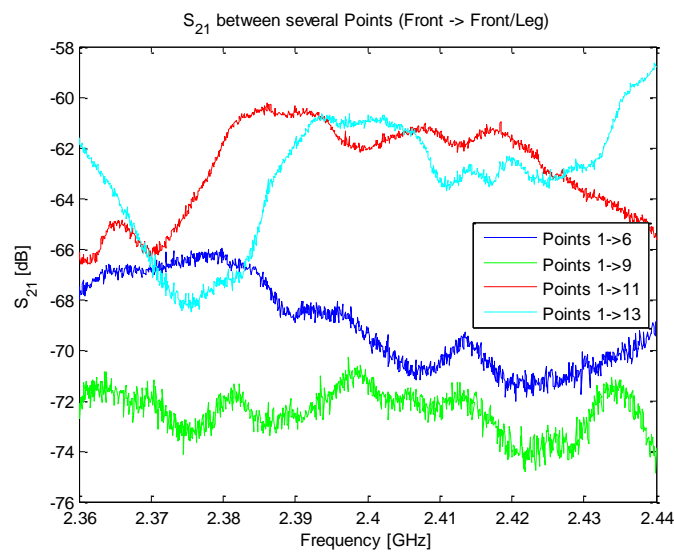


Figura A1.6:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y la pierna en la banda de 2.4 GHz.

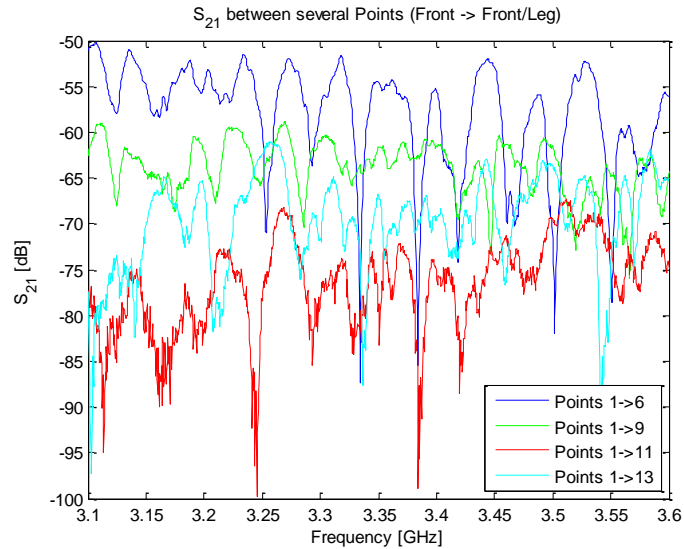


Figura A1.7:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y la pierna en la banda de 3.35 GHz.

Viendo las gráficas, se puede apreciar que en la banda de 2.4 GHz el desvanecimiento es lento en frecuencia, mientras que en la bandas superior (3.35 GHz) aparece un desvanecimiento rápido que no está en la otra banda. Esto puede ser debido a efectos del *creeping*, que puede hacer que la señal llegue a recepción a través de varios caminos según la frecuencia utilizada. Este efecto favorece el multitrayecto, que puede conseguir que las señales se sumen apareciendo así las interferencias constructiva y destructiva. Parece ser que en la banda de 3.35 GHz este efecto es más notorio.

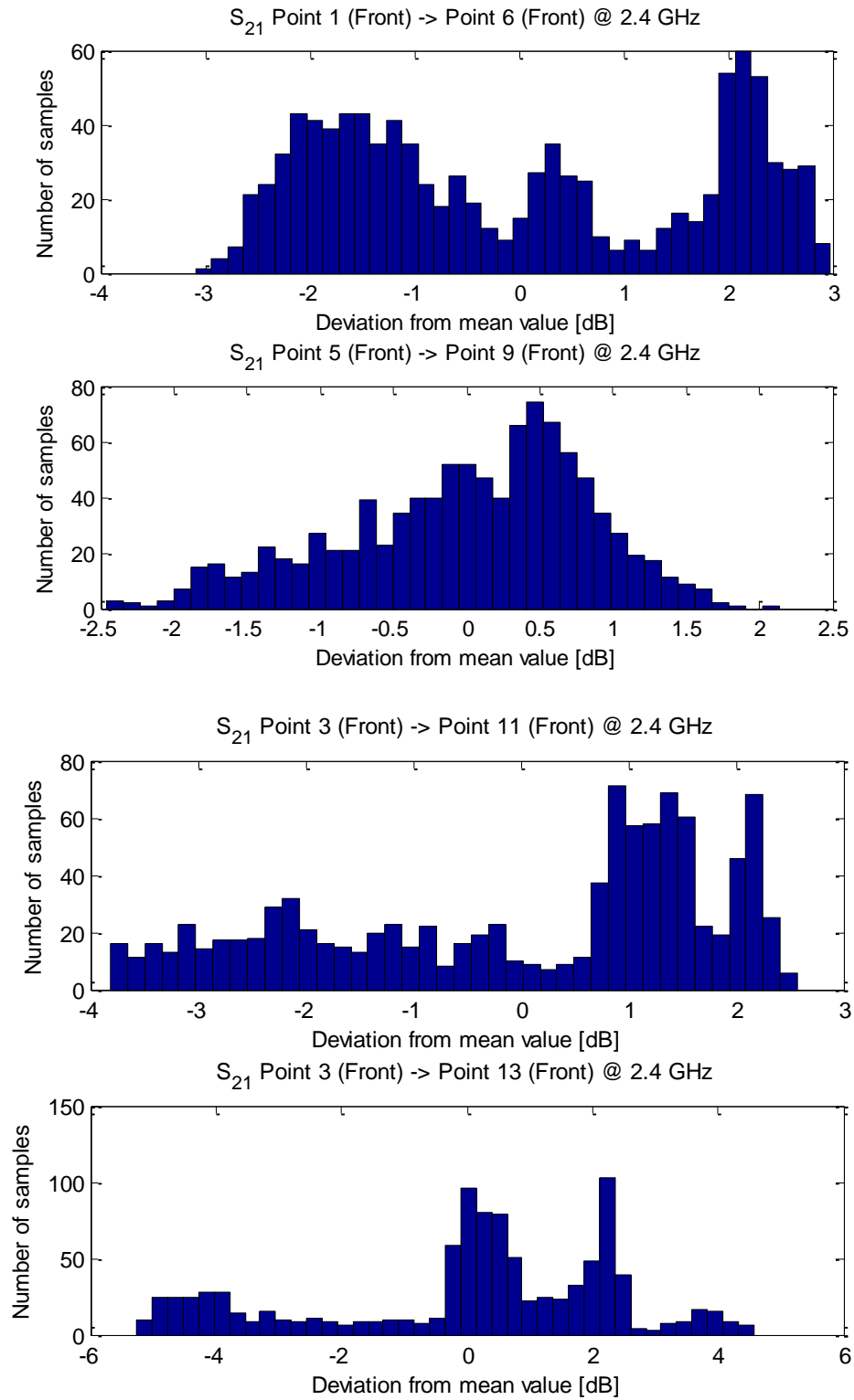
El  $S_{21}$  medio obtenido en ambas bandas de frecuencia es el siguiente:

Tabla A1.1. :  $S_{21}$  medio entre puntos para ambas bandas de frecuencia.

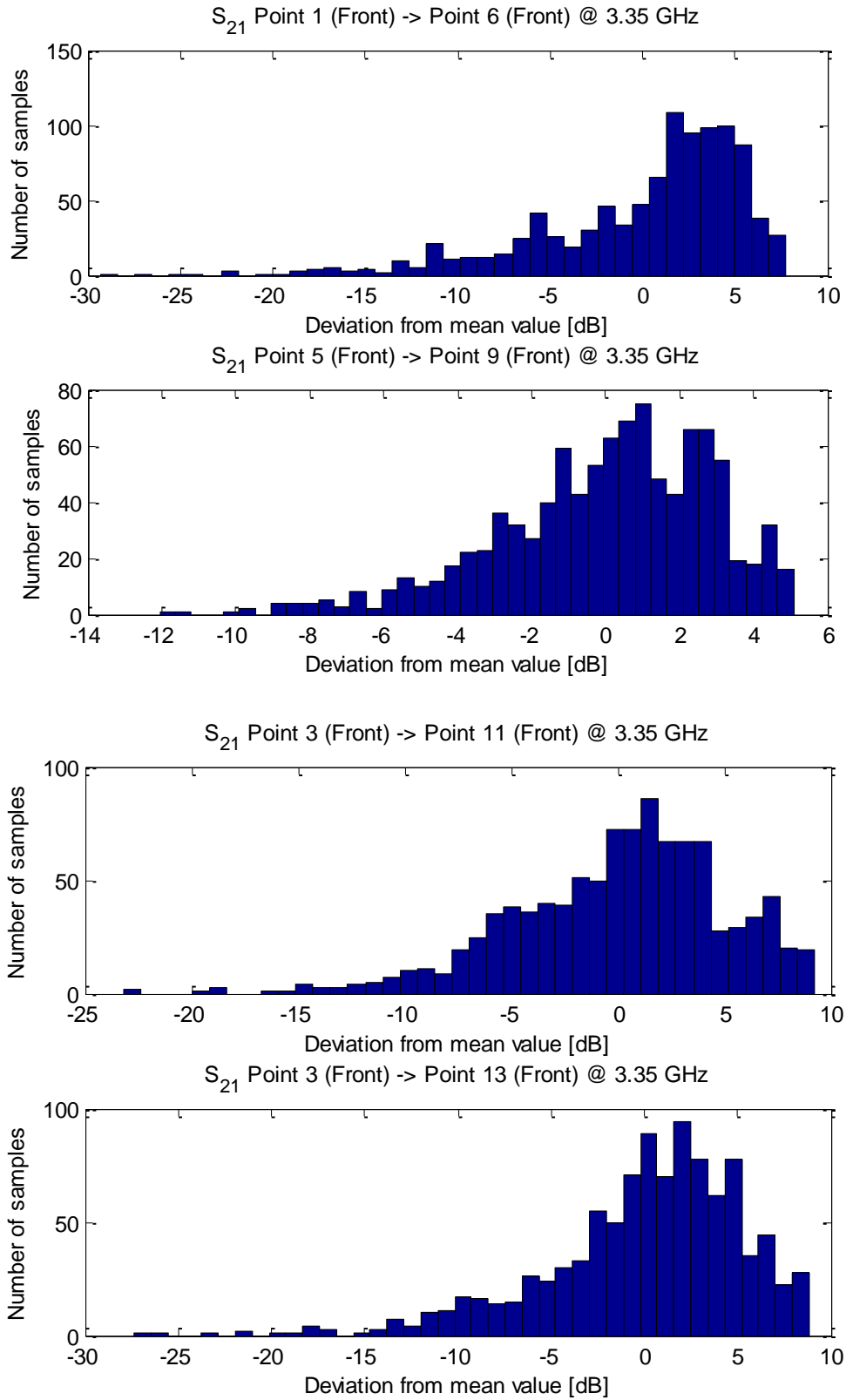
| Puntos        | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|---------------|--------------------------------|---------------------------------|
| <b>1 ↔ 6</b>  | -68.9467                       | -58.0547                        |
| <b>1 ↔ 9</b>  | -72.4199                       | -63.9083                        |
| <b>1 ↔ 11</b> | -62.8121                       | -76.5561                        |
| <b>1 ↔ 13</b> | -63.2359                       | -69.8744                        |

En la tabla se muestra que la potencia media recibida es igual o mayor en el punto 13 que en el 11 para ambas bandas de frecuencias. Esto es causado porque mejora la línea visual entre ambas antenas y además una (la inferior) pasa a tener mayor ganancia debido a la inclinación sufrida.

Los histogramas de desviación se muestran a continuación:







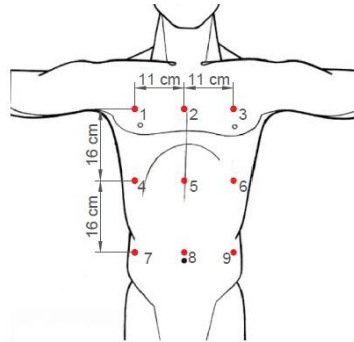
*Figura A1.8: Histogramas de desviación de potencia para conexiones entre el pecho y la pierna en ambas bandas de frecuencia.*

En la banda de 2.4 GHz salen histogramas que no representan ninguna de las distribuciones conocidas.

En la banda de 3.35 GHz las distribuciones se asemejan más a una Rayleigh, aunque de nuevo no pueden ser consideradas como tal. En su lugar la forma mostrada se ajusta más a la tipo Hypo-Rayleigh. El desvanecimiento rápido, causado principalmente por el efecto del multitrayecto debido al *creeping*, sigue presente en las gráficas, además del desvanecimiento lento, algo menos notorio.

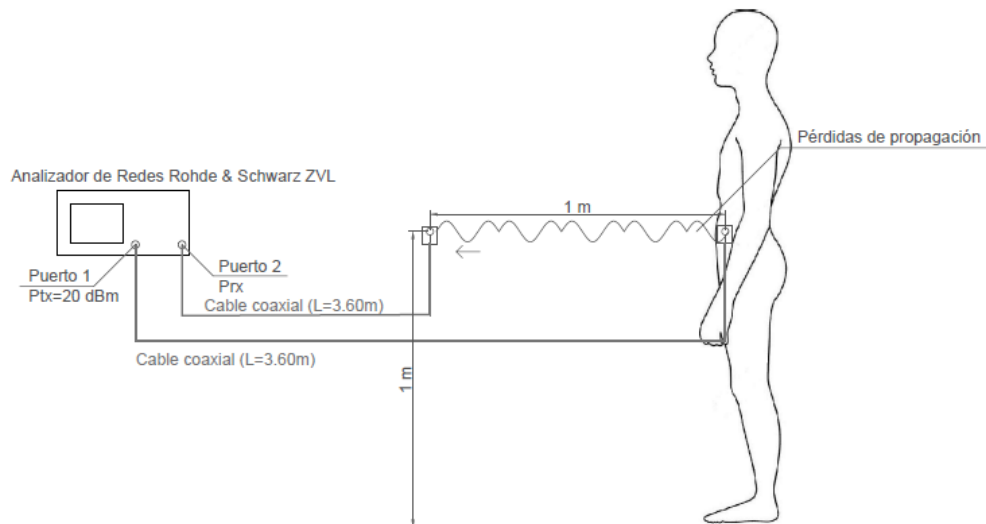
## Anexo A2: Canal WBAN Pecho – Nodo a 1 m

En este caso los puntos en el pecho se situaban de igual manera que en el apartado de Pecho – Pecho.



*Figura A2.1: Distribución de puntos para el pecho.*

La antena que hace de nodo se sitúa a un metro de distancia y a una altura de 1 metro aproximadamente, tal como se ilustra a en la siguiente imagen:



*Figura A2.2: Radioenlace para medir entre puntos del pecho y un nodo a 1 metro.*

Como ejemplo de la medición aquí se muestra una imagen que corresponde a la medida entre el punto 8 y el nodo exterior:



*Figura A2.3: Medición de Medición del  $S_{21}$  entre el punto 8 del pecho y un nodo externo a 1 metro.*

Se realizan nueve medidas en total, una por cada punto del pecho. Ahora se van a ver cuatro ejemplos de esta situación: puntos 3  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*, 5  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*, 7  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m* y 8  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*.

Las gráficas correspondientes de  $S_{21}$  son las siguientes:

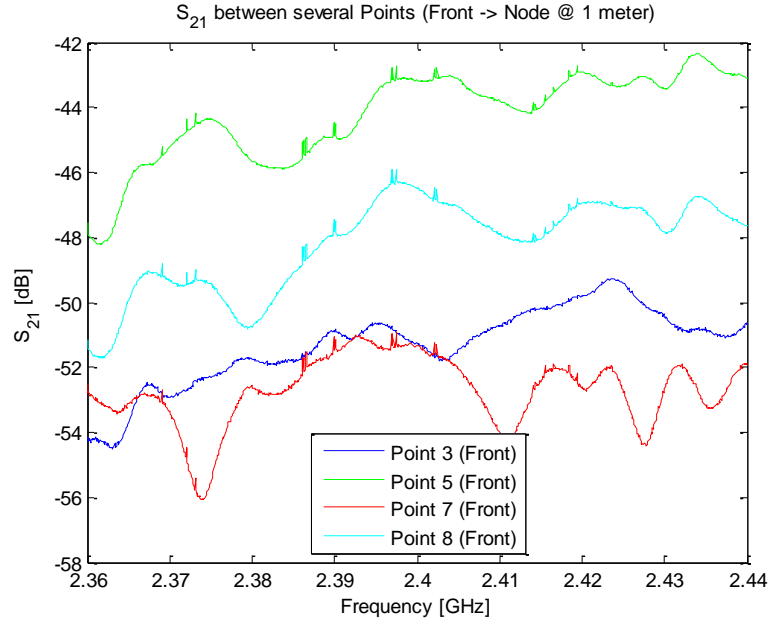


Figura A2.4:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y un nodo a 1 metro en la banda de 2.4 GHz.

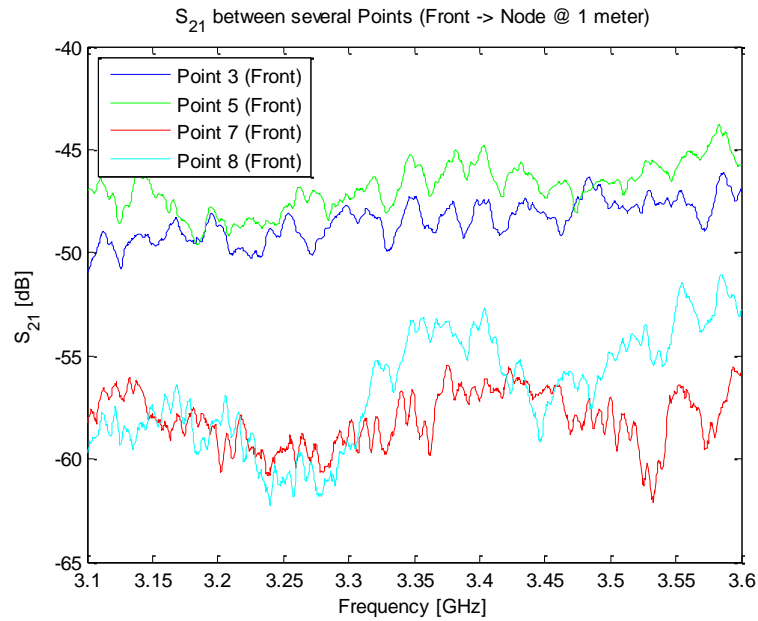


Figura A2.5:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y un nodo a 1 metro en la banda de 3.5 GHz.

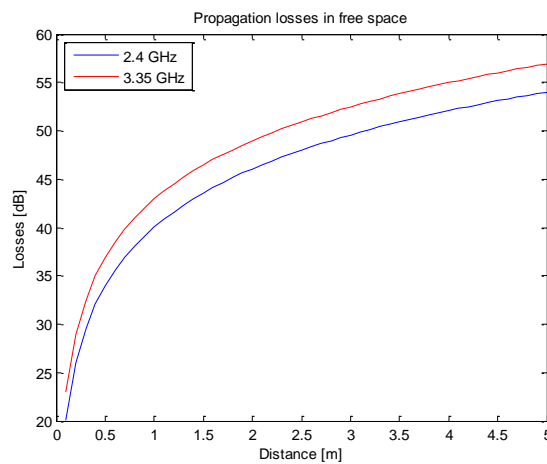
Comparando ambas gráficas, llama la atención que en la banda de 2.4 GHz las variaciones de las pérdidas son más suaves que en el caso de la banda de 3.5 GHz. Al aumentar la frecuencia aparecen cambios en el desvanecimiento lento en frecuencia; aun así ambos casos recuerdan a las pérdidas en espacio libre debido a que el efecto del cuerpo humano en esta medida es limitado ya que está completamente fuera de la línea de visión entre las antenas.

La tabla de potencias queda:

*Tabla A2.1:  $S_{21}$  medio entre puntos del pecho y de un nodo a 1 metro para ambas bandas de frecuencia.*

| Puntos                                     | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|--|--------------------------------|---------------------------------|
| <b>3 <math>\leftrightarrow</math> Nodo</b> | -51.3123                       | -48.4700                        |
| <b>5 <math>\leftrightarrow</math> Nodo</b> | -44.2341                       | -46.8501                        |
| <b>7 <math>\leftrightarrow</math> Nodo</b> | -52.7055                       | -58.0751                        |
| <b>8 <math>\leftrightarrow</math> Nodo</b> | -48.1911                       | -56.6286                        |

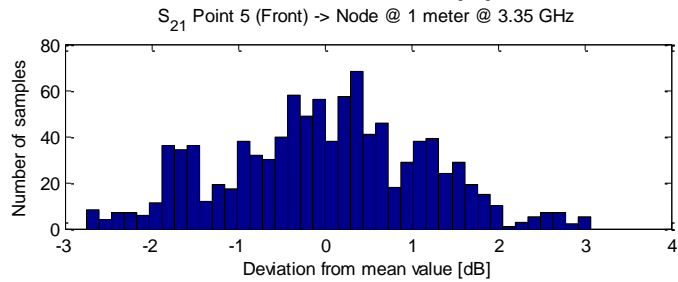
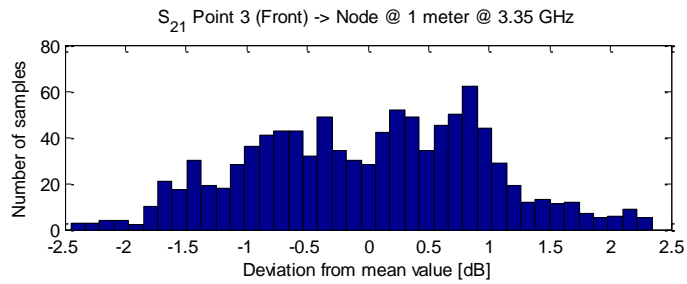
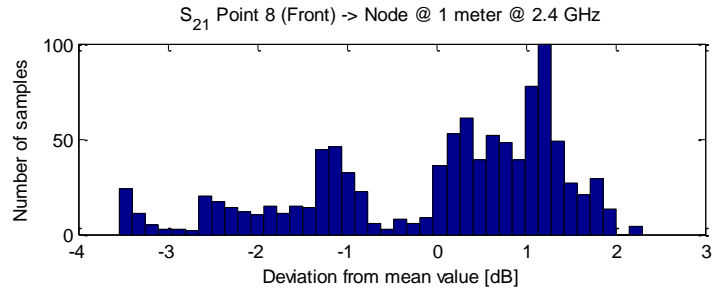
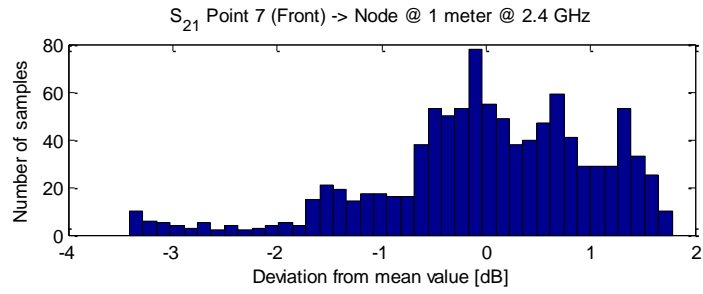
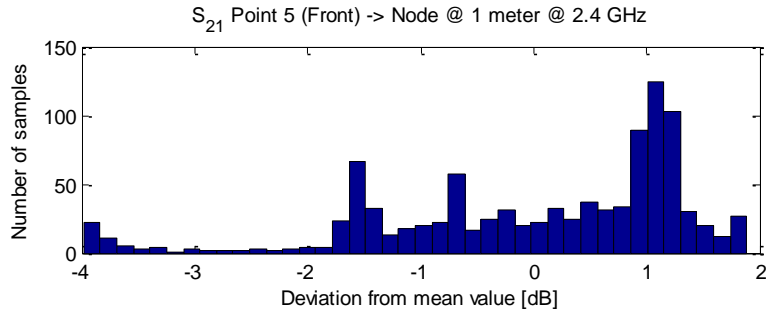
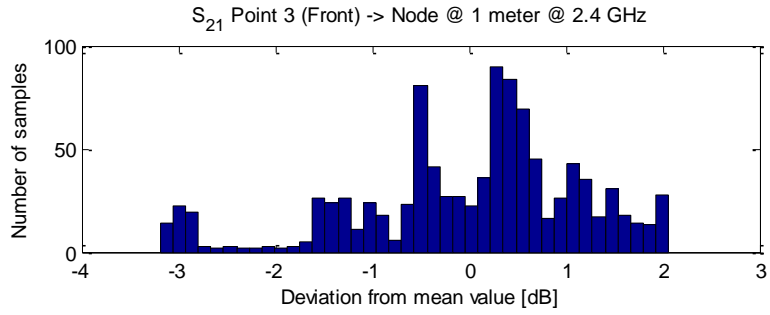
Para comparar las pérdidas obtenidas con las que hay en el espacio libre, se puede usar la siguiente gráfica:

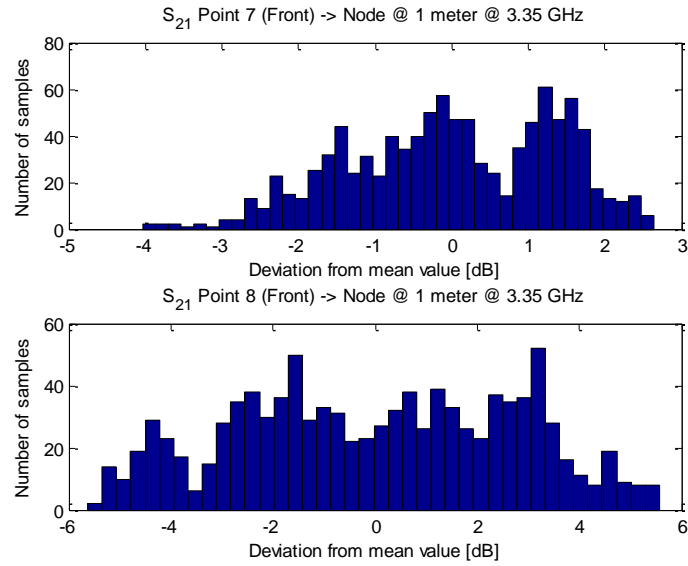


*Figura A2.6: Pérdidas de propagación en espacio libre a 2.4 y 3.35 GHz*

Sabiendo que en espacio libre a una distancia de un metro y a 2.4 GHz las pérdidas son de 40 dB y que a 3.35 GHz rondan los 43 dB, se concluye que el efecto del cuerpo en términos de valor medio de pérdidas es moderadamente bajo; únicamente se reduce unos pocos dB.

Los histogramas se muestran a continuación:





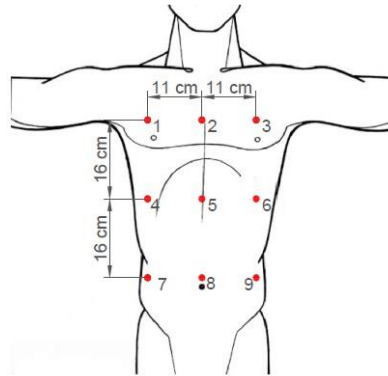
*Figura A2.7: Histograma de desviación de la potencia para conexiones entre el pecho y un nodo a 1 metro en ambas bandas de frecuencia.*

En los histogramas se ve que la desviación es bastante pequeña (aproximadamente  $\pm 5$  dB en el peor caso), lo que concuerda con lo explicado antes sobre que el canal se parece bastante a uno de espacio libre. No es exactamente igual porque en la banda de 2.4 GHz existe muy poca simetría respecto a la media en las distribuciones. En la banda de 3.35 GHz se observa una mayor simetría. Tampoco se aprecia un desvanecimiento selectivo en frecuencia a tener en cuenta debido a la inexistencia de multitrayectos reseñables, a diferencia de los casos en los que ambas antenas se encuentran junto al cuerpo. Por tanto se trata de un canal tipo Rice con poco desvanecimiento rápido selectivo en frecuencia.



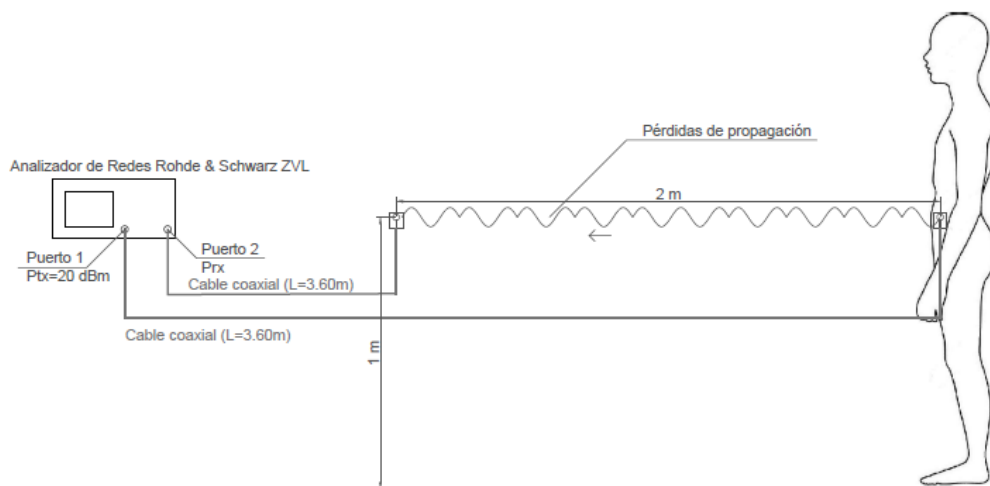
## Anexo A3: Canal WBAN Pecho – Nodo a 2 m

En este caso únicamente cambia la distancia del nodo exterior al cuerpo, que pasa a ser de 2 metros. Los puntos en el pecho se mantienen igual que en caso previo:



*Figura A3.1: Distribución de puntos de medida en la parte frontal del torso.*

El radioenlace queda pues configurado de la siguiente manera:



*Figura A3.2: Radioenlace para medir entre puntos del pecho y un nodo a 2 metros.*

La siguiente foto se tomó durante la medida del punto 1:



*Figura A3.3: Medición del  $S_{21}$  entre el punto 1 del pecho y un nodo externo a 2 metros.*

De nuevo se realizan nueve medidas, desde cada punto del pecho hasta el nodo situado a 2 metros. A la hora de representar los datos se muestran las conexiones entre los puntos  $2 \leftrightarrow \text{Nodo } 2 \text{ m}$ ,  $5 \leftrightarrow \text{Nodo } 2 \text{ m}$ ,  $6 \leftrightarrow \text{Nodo } 2 \text{ m}$  y  $8 \leftrightarrow \text{Nodo } 2 \text{ m}$ .

Las gráficas de pérdidas van a continuación:

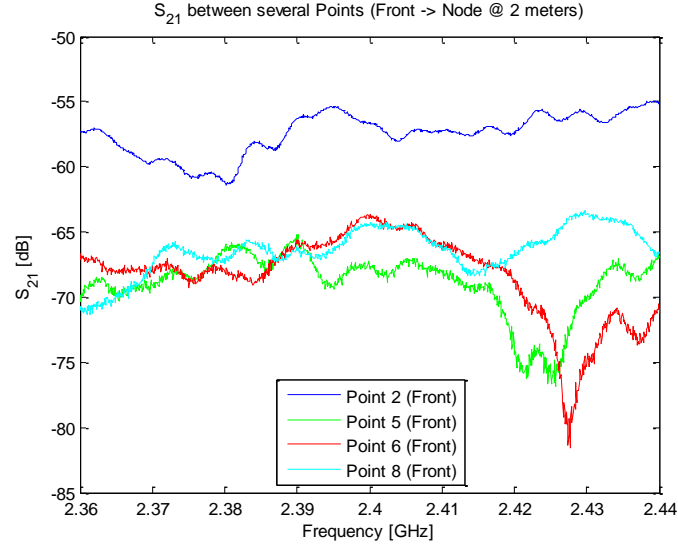


Figura A3.4:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y un nodo externo a 2 metros en la banda de 2.4 GHz.

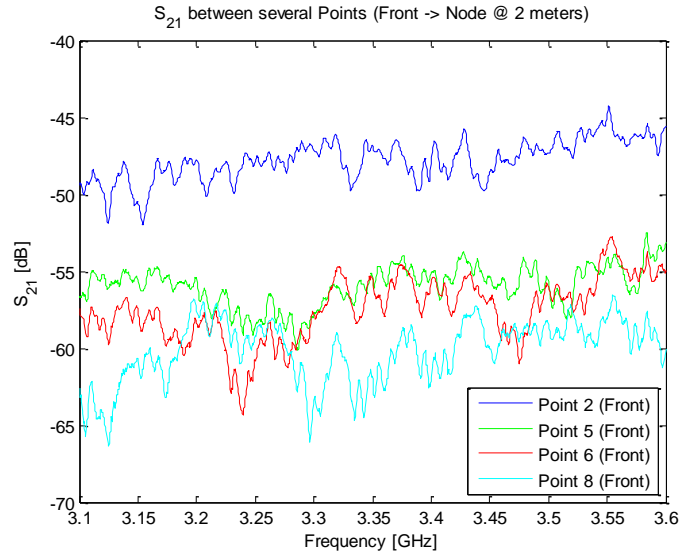


Figura A3.5:  $S_{21}$  entre varios puntos del pecho y un nodo externo a 2 metros en la banda de 3.3 GHz.

Hay un mayor desvanecimiento rápido selectivo en frecuencia en el caso de la banda de frecuencias superior. Las pérdidas no oscilan como en otros casos en los que los picos y sobre todo los valles eran muy profundos; este comportamiento parece propio de un canal compuesto por espacio libre con pocos obstáculos en el que los efectos del desvanecimiento rápido selectivo en frecuencia son despreciables. No ocurre lo mismo con el desvanecimiento lento, que está presente en cierta medida.

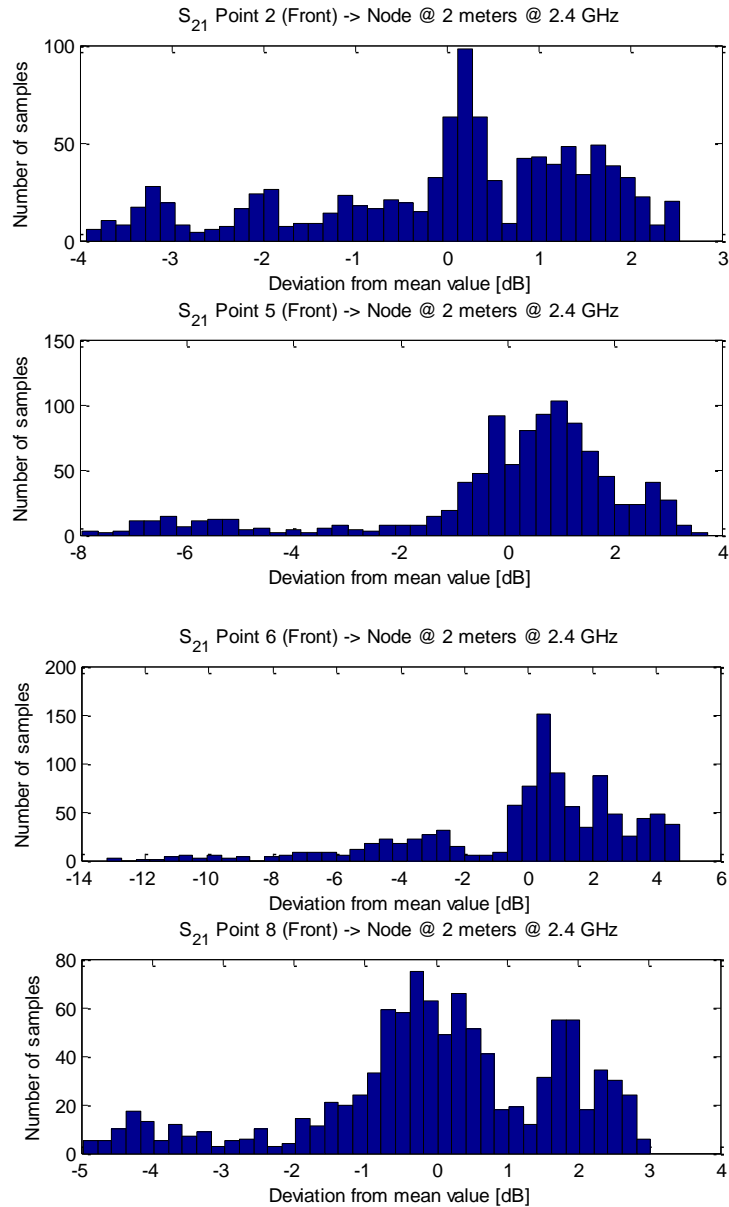
La tabla de  $S_{21}$  medio es la siguiente:

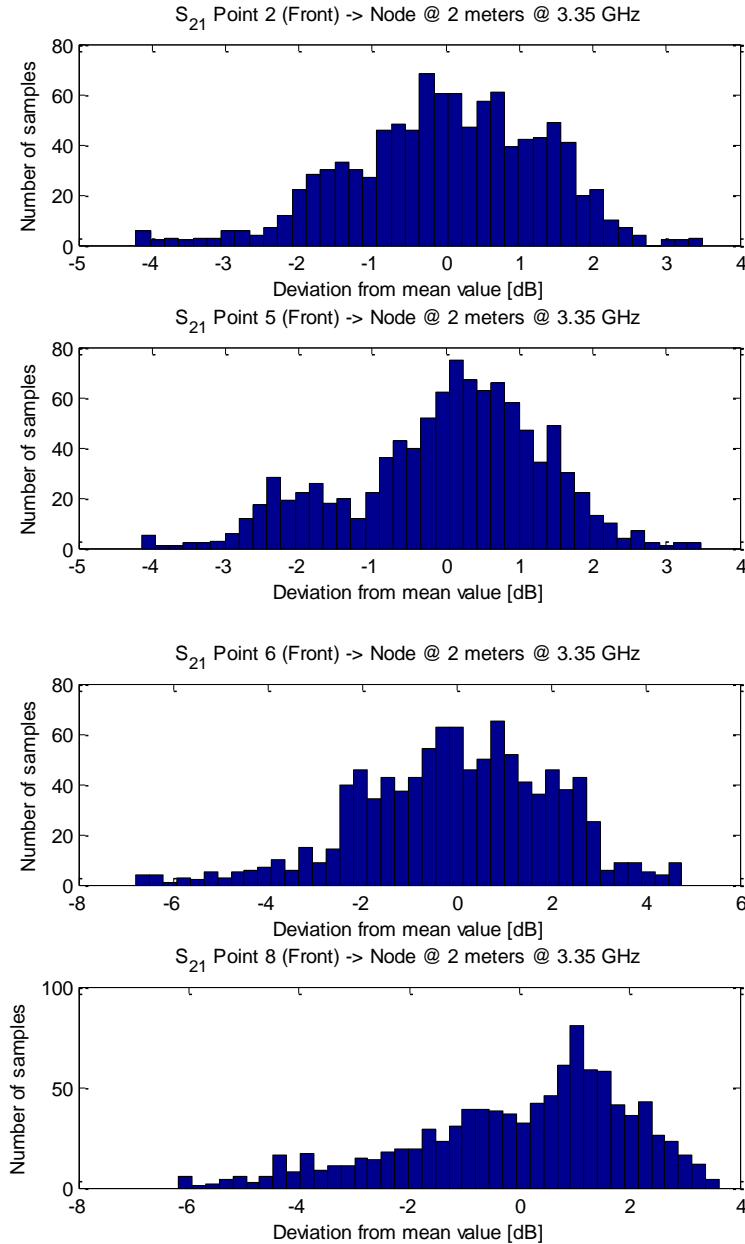
Tabla A3.1:  $S_{21}$  medio entre puntos del pecho y un nodo a 2 metros para ambas bandas de frecuencia.

| Puntos  | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|---|--------------------------------|---------------------------------|
| <b>2 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -57.4731                       | -47.7980                        |
| <b>5 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -68.9339                       | -55.9620                        |
| <b>6 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -68.3702                       | -57.5129                        |
| <b>8 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -66.3983                       | -60.1802                        |

Las pérdidas medias no se alejan demasiado de las que habría en un radioenlace ideal en el que no hubiera obstáculos entre las antenas ni en los alrededores, debido otra vez a que el cuerpo está detrás de una antena y la señal no debe atravesarlo para llegar a recepción.

La desviación de las pérdidas es la siguiente:



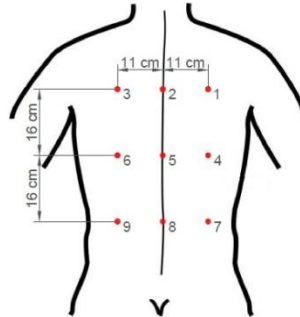


*Figura A3.6: Histograma de desviación de la potencia para conexiones entre el pecho y un nodo a 2 metros en ambas bandas de frecuencia.*

La desviación en este caso es pequeña, aunque no es del todo simétrica respecto a la media. La forma recuerda en la mayoría de los casos a aquella propia de una distribución Rice, debido a que existe una línea de visión directa entre antenas, y varios caminos creados por las reflexiones en obstáculos cercanos que provocan un pequeño desvanecimiento. Por lo tanto aquí no se aprecia demasiado el efecto del cuerpo humano.

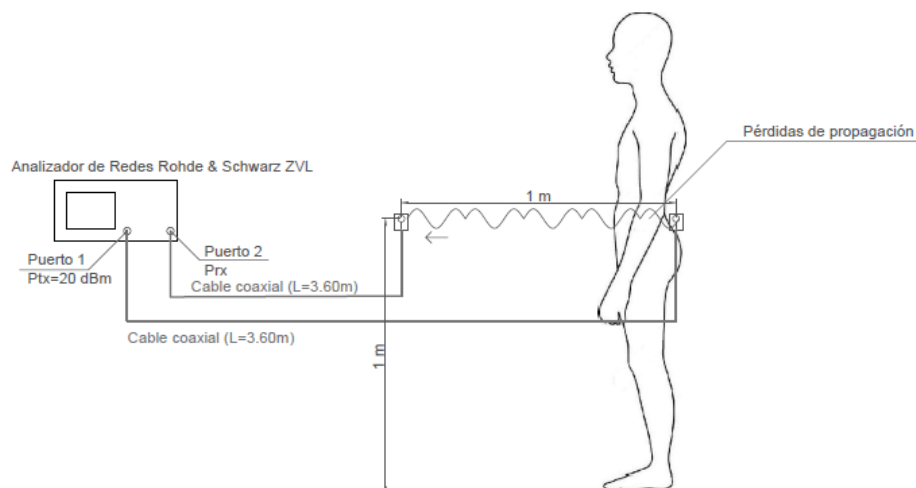
## Anexo A4: Canal WBAN Espalda – Nodo a 1 m

En este caso los nodos en la espalda se repartían de la siguiente manera:



*Figura A4.1: Distribución de puntos elegida para medir en la espalda.*

El nodo externo se sitúa a una distancia de 2 metros de la persona y a una altura de 1 metro como se ve en la figura siguiente:



*Figura A4.2: Radioenlace para medir entre puntos de la espalda y un nodo a 1 metro.*

Los puntos elegidos para medir son: 1  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*, 4  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*, 5  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m* y 7  $\leftrightarrow$  *Nodo 1 m*. A continuación se muestran las gráficas de pérdidas vs frecuencia:

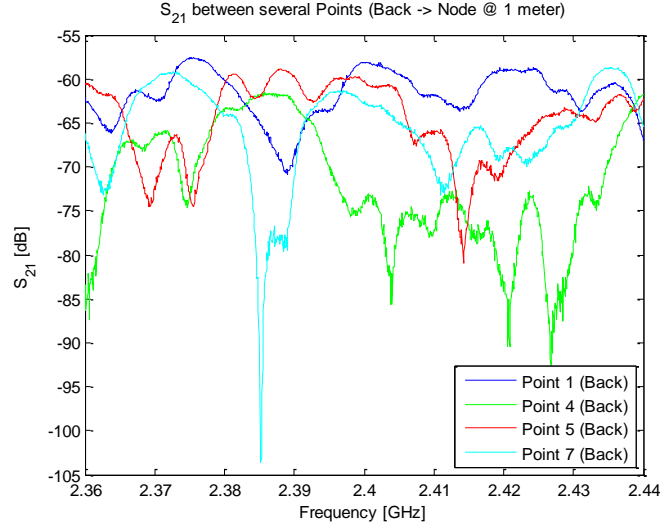


Figura A4.3:  $S_{21}$  entre varios puntos de la espalda y un nodo a 1 m en la banda de 2.4 GHz.

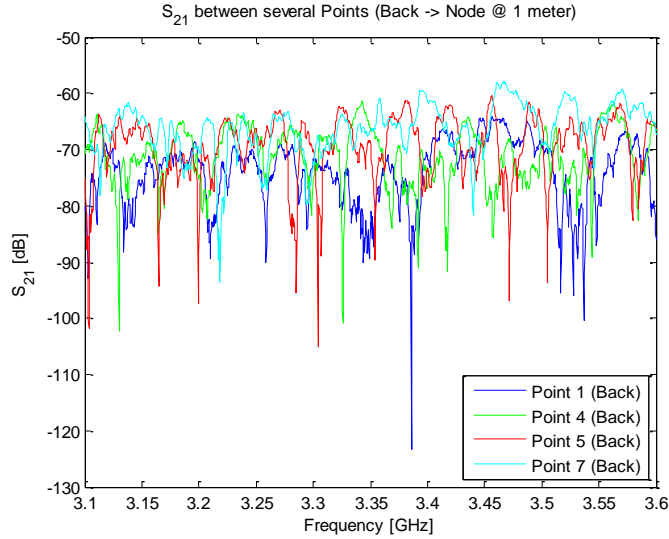


Figura A4.4:  $S_{21}$  entre varios puntos de la espalda y un nodo a 1 m en la banda de 3.3 GHz.

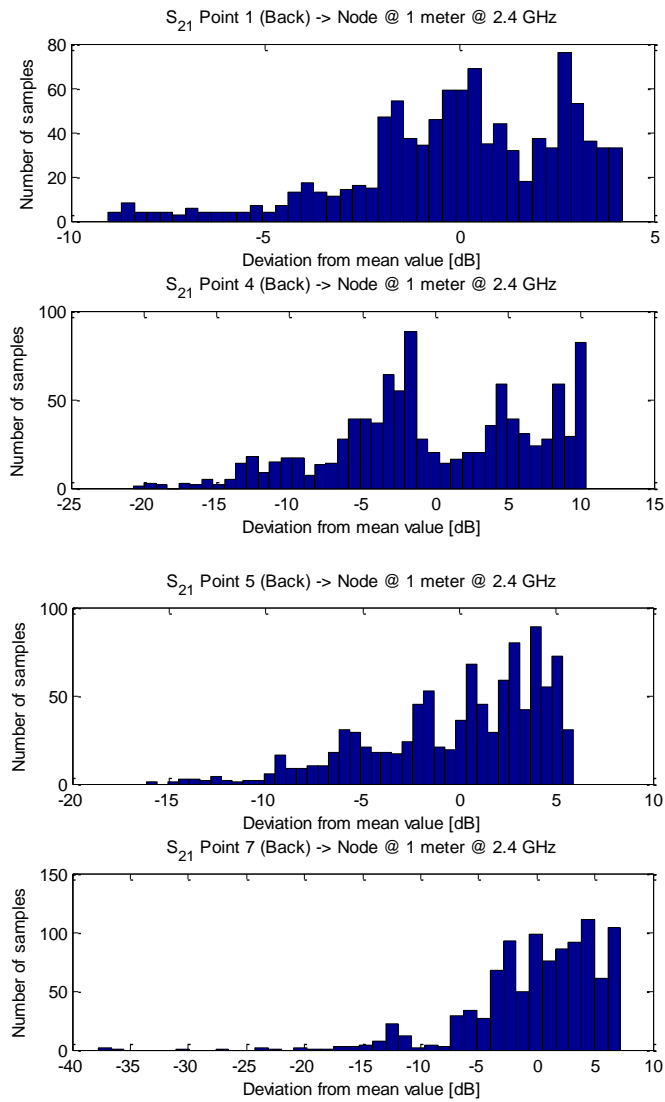
Queda patente que en ambos casos existe desvanecimiento selectivo en frecuencia lento y rápido. Dado que en el caso anterior apenas se notaba el desvanecimiento rápido, se deduce que ahora ha aparecido por el efecto de tener un cuerpo humano entre ambas antenas. La señal atraviesa y rodea al cuerpo por múltiples sitios (*creeping*), llegando así a través de varios trayectos al receptor, lo que se traduce en el desvanecimiento rápido apreciado. Debido a esto, las pérdidas medias son algo mayores que en los dos casos anteriores ya que no se trata de una canal sin obstáculos intermedios, tal y como muestra la siguiente tabla:

Tabla A4.1:  $S_{21}$  medio entre puntos de la espalda y un nodo a 1 metro para ambas bandas de frecuencia.

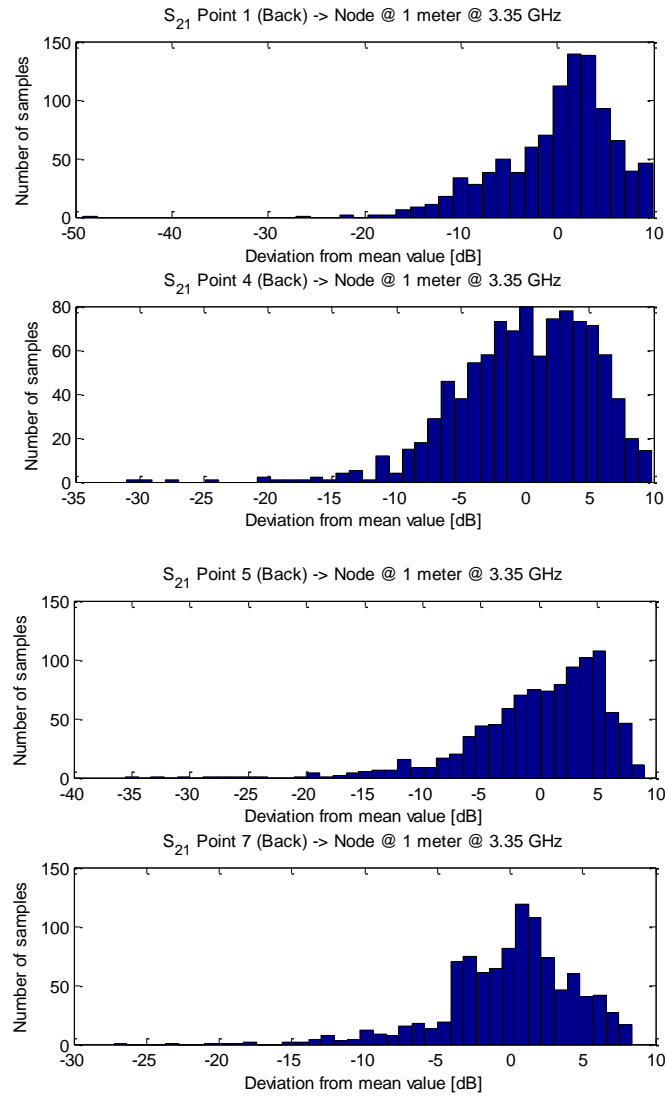
| Puntos  | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|---|--------------------------------|---------------------------------|
| <b>1 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -61.7789                       | -74.1475                        |
| <b>4 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -71.9406                       | -71.1881                        |
| <b>5 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -64.7547                       | -69.5602                        |
| <b>7 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -65.8647                       | -66.3474                        |

Se aprecia globalmente un ligero aumento de las pérdidas en la banda de frecuencias superior.

La desviación de las pérdidas es la siguiente:





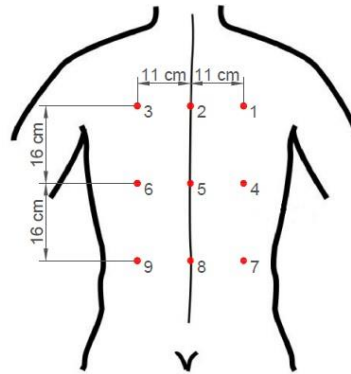


*Figura A4.5: Histograma de desviación de la potencia para conexiones entre la espalda y un nodo a 1 metro en ambas bandas de frecuencia.*

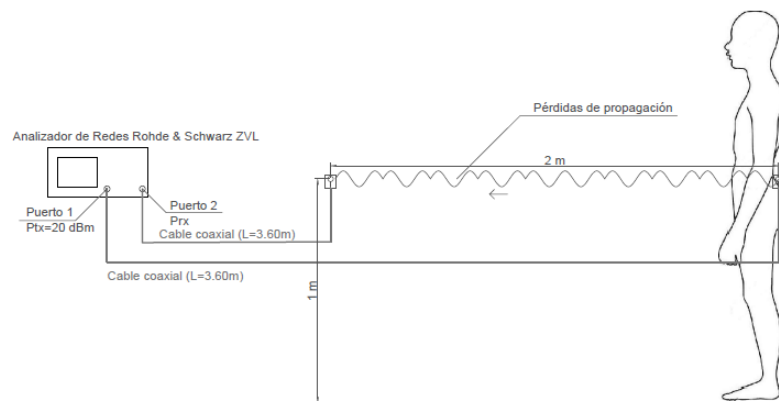
Las medidas se alejan bastante del caso anterior en las que los histogramas se asimilaban algo a una distribución Gaussiana. En este caso volvemos a tener una distribución Hypo-Rayleigh, ya que no hay un número de muestras suficiente en la zona de la desviación negativa para considerarse puramente Rayleigh.

## Anexo A5: Canal WBAN Espalda – Nodo a 2 m

Para el último caso se sitúan los nueve puntos en la espalda y el nodo externo se mueve a dos metros por delante de la persona, a una altura de un metro. Esto se ilustra en las siguientes figuras:



*Figura A5.1: Distribución de puntos elegida para medir en la espalda.*



*Figura A5.2: Radioenlace para medir entre puntos de la espalda y un nodo a 2 metros.*

Los puntos elegidos para este caso son los siguientes: 3  $\leftrightarrow$  Nodo 2 m, 4  $\leftrightarrow$  Nodo 2 m, 7  $\leftrightarrow$  Nodo 2 m y 9  $\leftrightarrow$  Nodo 2 m.

Las pérdidas medidas se muestran a continuación:

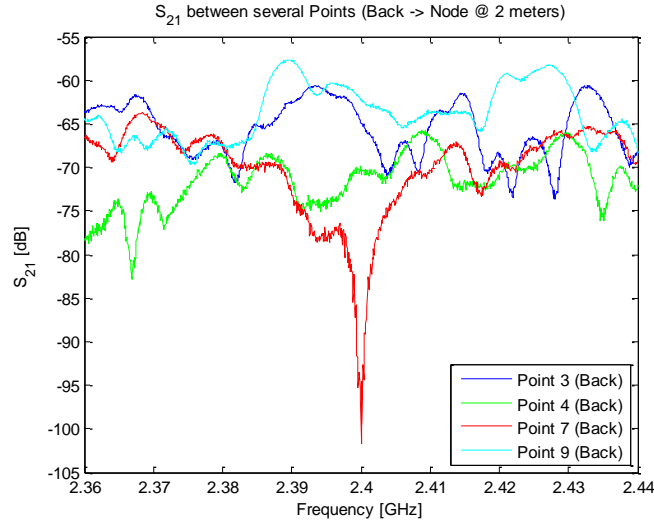


Figura A5.3:  $S_{21}$  entre varios puntos de la espalda y un nodo a 2 m en la banda de 2.4 GHz.

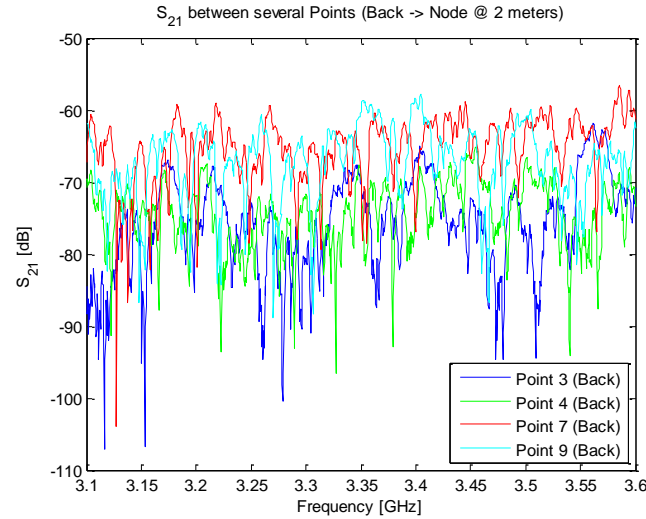


Figura A5.4:  $S_{21}$  entre varios puntos de la espalda y un nodo a 2 m en la banda de 3.3 GHz.

En las gráficas se observan unas pérdidas medias mucho mayores que las que habría en espacio libre a esa distancia, debido al efecto del cuerpo humano. A 2.4 GHz aparece un valle muy pronunciado de pérdidas en la medida del punto 7. Además aparece una componente no despreciable de desvanecimiento rápido, que se acentúa especialmente en la banda de 3.35 GHz.

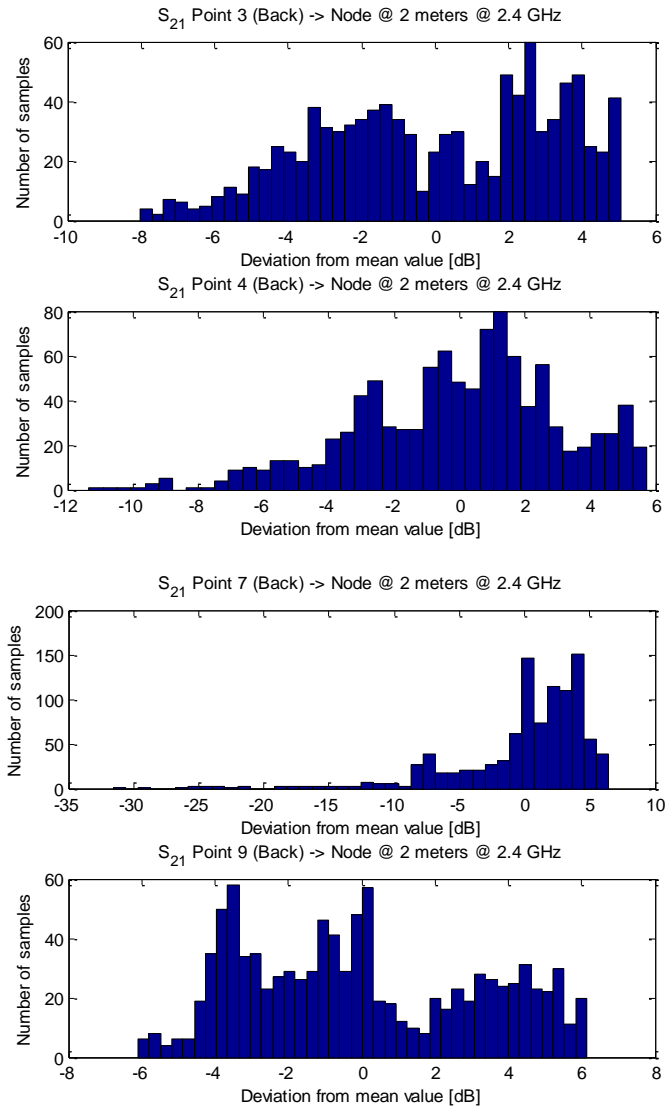
En cuanto a las pérdidas medias, son las siguientes:

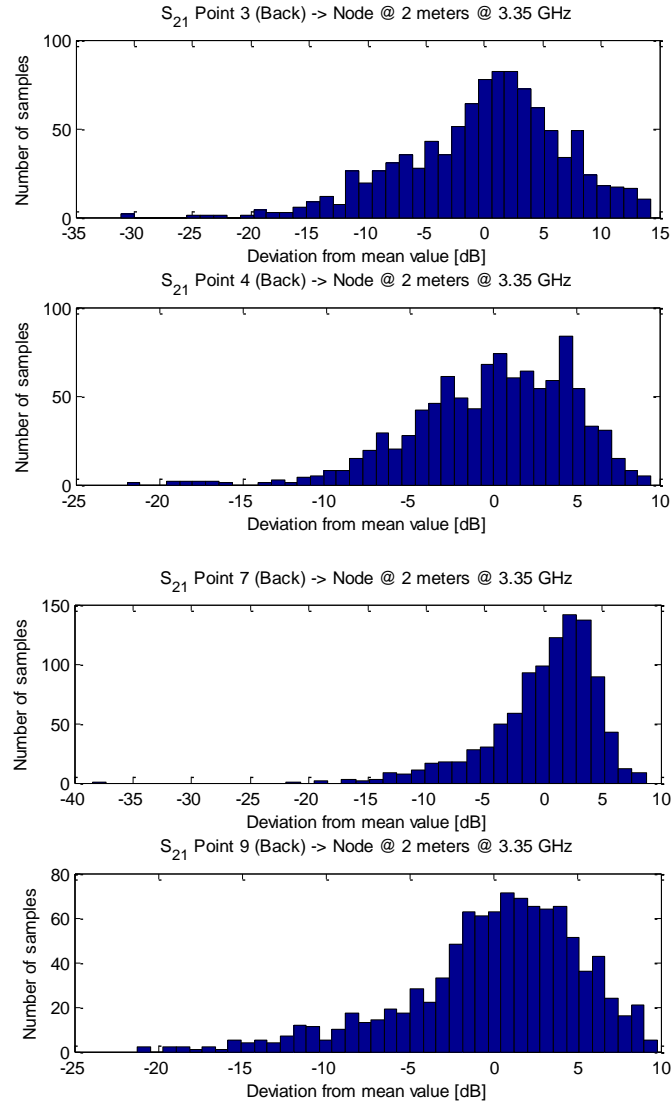
*Tabla A5.1:  $S_{21}$  medio entre puntos de la espalda y un nodo a 1 metro para ambas bandas de frecuencia.*

| Puntos  | $S_{21}$ Medio [dB]<br>2.4 GHz | $S_{21}$ Medio [dB]<br>3.35 GHz |
|---|--------------------------------|---------------------------------|
| <b>3 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -65.6303                       | -76.0058                        |
| <b>4 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -71.4500                       | -74.5789                        |
| <b>7 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -70.2017                       | -65.4195                        |
| <b>9 <math>\leftrightarrow</math> <i>Nodo</i></b> | -63.7643                       | -67.5322                        |

En general se observan pérdidas mayores en la banda de frecuencias superior. Dichas pérdidas se alejan bastante de las que habría en espacio libre.

Finalmente, los histogramas correspondientes quedan de la siguiente manera:





*Figura A5.5: Histogramas de desviación de la potencia para conexiones entre la espalda y un nodo a 2 metros en ambas bandas de frecuencia.*

La forma de los histogramas que en la banda de 3.35 GHz recuerda otra vez a una distribución Hypo-Rayleigh. Esta forma es más laxa en la banda de 2.4 GHz debido al cambio de la interacción (atenuación, difracción, *creeping*) de las ondas electromagnéticas con el cuerpo humano en frecuencias altas. En ningún caso la distribución es de tipo Rayleigh puro. Se concluye que en este caso se debe tener en cuenta el fading selectivo en frecuencia

## Anexo A6: Relación entre cada caso y la distribución observada

Se muestran las mejores opciones para caracterizar el canal de manera genérica según las distintas situaciones estudiadas en la siguiente tabla:

*Tabla A6.1: Comparativa entre el caso estudiado y la distribución observada.*

| Caso estudiado                     | Distribución observada<br>@ 2.4 GHz | Distribución observada<br>@ 3.35 GHz |
|------------------------------------|-------------------------------------|--------------------------------------|
| <b><i>Pecho ↔ Pierna</i></b>       | Rice                                | Hypo-Rayleigh                        |
| <b><i>Pecho ↔ Nodo a 1 m</i></b>   | Rice                                | Rice                                 |
| <b><i>Pecho ↔ Nodo a 2 m</i></b>   | Rice                                | Rice                                 |
| <b><i>Espalda ↔ Nodo a 1 m</i></b> | Hypo-Rayleigh                       | Hypo-Rayleigh                        |
| <b><i>Espalda ↔ Nodo a 2 m</i></b> | Hypo-Rayleigh                       | Hypo-Rayleigh                        |